

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Інститут прикладного системного аналізу
Кафедра математичних методів системного аналізу

«На правах рукопису»
УДК 004.89

«До захисту допущено»
Завідувач кафедри
_____ Тимощук О.Л.
«__» _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра
зі спеціальності 122 Комп'ютерні науки та інформаційні технології
на тему: «Система аналізу біомедичних сигналів для контролю стану
водіїв»

Виконав:
студент II курсу, групи КА-65м
Саган Віталій Юрійович _____

Науковий керівник:
доц.кафедри ММСА, к.т.н, доц.
Дідковська М.В. _____

Рецензент:
доц. кафедри програмного забезпечення
комп'ютерних систем ФПМ,
к.т.н., доц.
Заболотня Т.М. _____

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.
Студент _____

Київ
2018

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація: 120 с., 22 рис., 26 табл., 2 додатки, 57 джерел.

Тема роботи – «Система аналізу біомедичних сигналів для визначення емоційного стану».

В роботі розглянуто і проаналізовано алгоритм для визначення емоційних станів людини за ЕКГ. Проведено огляд методів роботи з емоціями людини та аналізу її ЕКГ. Для реалізації системи було обрано згорткові нейронні мережі та було сформовано план експерименту для збору даних для навчання. Було реалізовано модулі системи, що дозволяють визначити емоційний стан людини за ЕКГ. Було проаналізовано якість роботи побудованої системи. Модулі системи реалізовані з використанням мов програмування Python та Java та фреймворку Keras. Результати свідчать про доцільність проведення подальшої роботи з покращення роботи системи для отримання точності роботи достатньої для практичного застосування.

Мета дослідження – створення системи розпізнавання емоцій за біомедичним сигналом. Об'єкт дослідження – моделі емоційного стану людини. Предмет дослідження – методи виявлення емоційного стану людини на основі біосигналів. Наукова новизна – запропоновано алгоритми виявлення емоційних станів людини на основі біомедичного сигналу та згорткових нейронних мереж. Практична цінність – в роботі розроблено додаток, який дозволяє отримувати біомедичний сигнал в режимі реального часу та визначати емоційний стан з точністю до 95%.

ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМА, ВИЗНАЧЕННЯ ЕМОЦІЙНИХ СТАНІВ,
МОДЕЛЬ БАЗОВИХ ЕМОЦІЙ, ЗГОРТКОВІ НЕЙРОННІ МЕРЕЖІ,
МАШИННЕ НАВЧАННЯ, ГЛИБИННІ НЕЙРОННІ МЕРЕЖІ, ВИКЛИК
ЕМОЦІЙНИХ СТАНІВ

ABSTRACT

Master's thesis: 120 p., 22 fig., 26 tabl., 2 appendixes, 57 sources.

The topic of the research: "System for analyzing biomedical signals for determining the emotional state".

In this work an algorithm for determining the emotional states of a person by an electrocardiogram is considered and analyzed. The review of methods of work with human emotions and analysis of electrocardiogram is carried out. To implement the system, convolutional neural networks were selected and the experiment design was created to collect the dataset for training. Modules of the system, which allow estimation of the emotional states of a person by an electrocardiogram, were realized. The quality of the built-in system was analyzed. System modules are implemented using Python and Java programming languages and the Keras framework. The results indicate the expediency of further work to improve the system to obtain the accuracy of work sufficient for practical application.

The purpose of the study is to create a system for recognizing emotions by biomedical signal. The object of research - the model of the human emotional state. Subject of research - methods of identifying the emotional state of a person on the basis of biosignals. Scientific novelty - algorithms for identifying emotional state of a person from biomedical signal and CNNs are proposed. Practical value - in the work developed an application that allows you to get a biomedical signal in real-time mode and determine the emotional state with an accuracy of 95%.

ELECTROCARDIOGRAM, DETERMINATION OF EMOTIONAL STATES, MODEL OF BASIC EMOTIONS, CONVOLUTIONAL NEURAL NETWORKS, MACHINE LEARNING, DEEP NEURAL NETWORKS, EVOCATION OF EMOTIONS

ЗМІСТ

РЕФЕРАТ	4
ABSTRACT	5
ПЕРЕЛІК ПРИЙНЯТИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ	8
ВСТУП	9
РОЗДІЛ 1 ЗАДАЧІ ВИЗНАЧЕННЯ ЕМОЦІЙНИХ СТАНІВ ЛЮДИНИ.....	13
1.1 Визначення емоційних станів людини	13
1.1.1 Поняття емоційних станів.....	13
1.1.2 Моделі емоційних станів	16
1.2 Аналіз методів, що дозволяють отримати дані про емоційний стан людини за біосигналами.....	22
1.2.1 Методи виклику емоційної реакції людини	23
1.2.2 Використання біосигналів для визначення емоційних станів людини.....	28
1.3 Існуючі проекти з визначення емоційних станів людини із використанням біосигналів.....	32
Висновки до розділу та постановка задачі	36
РОЗДІЛ 2 МЕТОДИ ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ЕМОЦІЙНИХ СТАНІВ ЛЮДИНИ.....	38
2.1 Дослідження методів первинної обробки ЕКГ	38
2.1.1 Поняття ЕКГ сигналу та особливості роботи з ним	38
2.1.2 Дослідження методів фільтрації сигналу ЕКГ	41
2.2 Дослідження алгоритмів обробки біосигналів.....	45
2.2.1 Рекурентні нейронні мережі	46
2.2.2 Згорткові нейронні мережі.....	50
2.2.3 Порівняльний аналіз різних видів глибоких нейронних мереж в контексті поставленої задачі	56
2.3 Критерії якості роботи системи.....	58
Висновки до розділу.....	60
РОЗДІЛ 3 АРХІТЕКТУРА СИСТЕМИ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ЕМОЦІЙНИХ СТАНІВ ЗА ЕКГ	61
3.1 Дизайн експерименту для отримання даних та його проведення	61
3.1.1 Тип стимулів для виклику емоційних реакцій	61
3.1.2 Тривалість впливу кожного стимулу	63
3.1.3 Метод запису ЕКГ сигналу як реакції на стимул	64
3.1.4 Момент запису ЕКГ сигналу та тривалість цього запису	66
3.1.5 Склад та розмір тестової групи	67
3.2 Аналіз якості проведеного експерименту	68
3.3 Архітектура системи для визначення емоційних станів за ЕКГ	69
3.4 Алгоритм визначення емоційних станів за ЕКГ	70
3.5 Реалізація модулів системи	73
3.5.1 Навчання нейронної мережі	73
3.5.2 Побудова програмного продукту	76
Висновки до розділу.....	82
РОЗДІЛ 4 АНАЛІЗ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДАНИХ ТА РОБОТИ СИСТЕМИ	84
4.1 Аналіз роботи побудованого програмного продукту	84
4.2 Аналіз роботи модулю для визначення емоцій	89
Висновки до розділу.....	92
РОЗДІЛ 5 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ.....	93
5.1 Опис ідеї проекту	94
5.2 Технологічний аудит ідеї проекту	96
5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	97
5.4 Аналіз ринкової стратегії проекту	103
5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	105
Висновки до розділу.....	109

ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ І РЕКОМЕНДАЦІЇ ДО ПОДАЛЬШИХ ДОСЛІДЖЕНЬ	110
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	113
ДОДАТОК А ДЕМОНСТРАЦІЙНІ МАТЕРІАЛИ	121
ДОДАТОК Б ЛІСТИНГ ПРОГРАМИ.....	130

ПЕРЕЛІК ПРИЙНЯТИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ

ECG – electrocardiogram;
CNN – convolutional neural network;
RNN – recurrent neural network;
LSTM – long short-term memory;
LPP – late positive potential;
ERP – event related potentials;
IAPS - international affective picture system;
FIR – finite impulse response;
IIR – infinite impulse response;
CTC – connectionist temporal classification;
SIANN – space invariant artificial neural networks;
MLP – multilayer perceptron;
ReLU– rectified linear unit;
JDK – java development kit;
XML – extensible markup language;
IDE – integrated development environment;
API – application programming interface;
ЕКГ – електрокардіограма.

.

ВСТУП

На даний момент інформаційні технології бурхливо розвиваються. Цей розвиток сильно вплинув на життя більшої частини населення розвинених країн. Наразі, більшість із них мають доступ до приладів, що здавалися фантастикою два десятиліття тому. Ще ніколи використання досить потужних обчислювальних пристроїв не було настільки звичним та доступним для простих людей. Однак наразі портативна обчислювальна техніка, до якої належать, наприклад, смартфони, використовується насамперед для спілкування і розваг. В цій роботі буде розглянуто один із можливих напрямків її застосування для контролю стану людини.

Бурхливий розвиток технологій також вплинув і на повсякденне життя людей. До 19 сторіччя, єдиним виглядом зап'ястних прикрас були різноманітні браслети, наприклад із дорогоцінних металів та оздоблені коштовним камінням. Одном із плином часу ця сфера також зазнала розвитку. Так, у 1868 році компанія Patek Philippe випустила перший наручний годинник. Протягом майже ста років ця технологія покращувалася, однак не зазнавала значних змін. І лише у 1967 році у дослідній лабораторії СЕН було розроблено прототип першого електронного наручного годинника. Однак технології не стояли на місці і зараз звичними стали портативні фітнес-браслети та навіть розумні годинники, обчислювальна потужність яких більша за потужність комп'ютерів початку 21 сторіччя. Однак попри усі ці можливості зап'ястні гаджети все ще не змогли радикально змінити життя людства.

Інформаційні технології знайшли своє місце в медичній сфері вже досить давно. Наразі вони активно застосовуються в медичних закладах для обстеження та лікування пацієнтів. Комп'ютеризована діагностика вже давно стала стандартом охорони здоров'я в розвинутих країнах. Однак

застосування інформаційних технологій сконцентроване у великих медичних центрах. Натомість на думку багатьох науковців майбутнє за персоналізованою превентивною медициною, що буде орієнтована не на медичні заклади, а на повсякденне життя пацієнтів.

В рамках даної роботи було розглянуто проблему точного та не суб'єктивного визначення емоційних станів. Ця проблема є дуже важливою, адже вона не є досягнутою та стоїть на заваді прогресу людства у низці предметних областей. Більшість популярних та легких у реалізації методів визначення емоційних станів базуються на опитуванні досліджуваних осіб. Однак подібні методи мають важливий недолік – вони вразливі до суб'єктивності сприйняття людьми свого стану. Більш правильною є методика визначення емоційних станів, що базується на вимірюванні об'єктивних показників, таких як біомедичні показники та сигнали.

У цьому контексті у нагоді стають новітні технології носимої електроніки, що дозволяють зробити біомедичні пристрої справді зручними та доступними. Система для визначення емоційних станів, що засновується на використанні портативних вимірювальних пристроїв може здійснити сильний позитивний вплив на прогрес у багатьох сферах. По перше, він дозволить полегшити процес лікування людей з ментальними розладами та зворобами, адже значно полегшить процес лікування за такими людьми та навіть зможе зробити його дистанційним. Усе це зможе мати сильно вплинути на методи боротьби з такими станами, як хронічна депресія, пост-травматичний стресовий розлад, панічні атаки, зронічний стрес та ін..

Однак медичний кейс застосування не є єдиним. Окрім цього, подібна система може використовуватися у маркетингу для покращення точності роботи з фокус групами. Наразі тестування нових товарів та послуг проводиться на обмежених групах людей, що зазвичай проходять тестів опитування задля встановлення їх ставлення до об'єкту дослідження. Однак

подібний метод є вразливим до шумів, викликаних неточністю вимірювань через суб'єктивність сприйняття людиною свого стану. Ще одним із напрямків потенційного застосування є створення повноцінного штучного емоційного інтелекту, що зможе більш точно розуміти справжню реакцію людей і таким чином покращить і своє вміння демонструвати емоції. Створення справжнього штучного інтелекту, що буде невідмінним від людини без подібної розробки є неможливим.

У роботі проведено огляд існуючих на даний момент методів оцінки емоційного стану людини та власне розуміння того, чим є емоції. Окрім цього проведено огляд різних методів роботи з сигналом ЕКГ. Були розглянуті методи фільтрації сигналу та методи використання глибинних штучних нейронних мереж задля роботи з біосигналами. Використання саме глибинних мереж є вкрай доцільним, адже воно дозволяє працювати зі значними об'ємами даних без складних методів попередньої обробки, що потребують глибокого розуміння природи сигналу. Часто завдяки особливостям глибинних мереж на практиці точність їх роботи є значно вищою ніж точність роботи алгоритмів із складною попередньою обробкою.

Мета дослідження – створення системи розпізнавання емоцій за біомедичним сигналом. Об'єкт дослідження – моделі емоційного стану людини. Предмет дослідження – методи виявлення емоційного стану людини на основі біосигналів. Наукова новизна – запропоновано алгоритми виявлення емоційних станів людини на основі біомедичного сигналу та згорткових нейронних мереж. Практична цінність – в роботі розроблено додаток, який дозволяє отримувати біомедичний сигнал в режимі реального часу та визначати емоційний стан з точністю до 95%.

Перший розділ присвячено аналізу існуючих на даний момент алгоритмів та методів роботи з емоційними станами людини. Другий розділ описує методи аналізу сигналу ЕКГ. У ньому розглянуто різні види

глибинних неронних мереж в контексті задачі визначення емоцій за ЕКГ та сформовано критеріх якості роботи системи. В третьому розділі описано алгоритм збору даних з електронного датчика для навчання системи, структуру системи, описано побудовану в рамках роботи реалізацію та її архітектуру. Четвертий розділ стосується аналізу якості побудованого програмного продукту відповідно до сформованих критеріїв якості. П'ятий розділ стосується аналізу створеного програмного продукту в якості стартап-проекту.

РОЗДІЛ 1 ЗАДАЧІ ВИЗНАЧЕННЯ ЕМОЦІЙНИХ СТАНІВ ЛЮДИНИ

1.1 Визначення емоційних станів людини

Наразі в науковій спільноті немає не лише загальноприйнятого визначення емоції, а навіть єдиної думки стосово того, що ж таке емоція, (Rana, 2005; Cabanas, 2002 [1, 2]). Причиною такого сумного стану справ є те, що емоції взагалі ідентифікувати важко, а часто вони визначаються помилково. відповідно до Cabanas (2002) [2]. Хоча Данцер (2002) [3] і стверджує, що в поведінковій нейрології вивчення емоцій не вимагає будь-якого попереднього визначання емоції, оскільки в її контексті емоція, як правило, визначається просто реакцією суб'єкта на ситуацію, можна навести короткий огляд найпоширеніших визначень емоцій. Данцер (2002) також стверджує, що існує загальна невизначеність стосовно того, наскільки і яким чином сама емоція пов'язана з іншими процесами мозку [3]. Ось чому далі буде надано короткий огляд поточних визначень емоцій, з їх перевагами та недоліками.

1.1.1 Поняття емоційних станів

Існує декілька визначень емоції. Основне визначення пов'язане з почуттями, і воно використовується для вираження таких станів, як задоволення, смуток, гнів, заздрість, страх тощо.

Психологічне виділення окремих емоцій є складним, і його визначення неможливе, якщо емоції розуміються як властивість ідіосинкратичного та елементарного досвіду [4].

Ось які визначення можна знайти в психологічних словниках:

1. розумово-психічний стан, що супроводжується певними моторними і секреторними реакціями;
2. складна поведінка організму, обумовлена головним чином вісцеральною складовою (тобто - роботою внутрішніх органів) [4].

Інші визначення:

1. розумово-психічний стан, що характеризується певним почуттям і супроводжується моторними симптомами, і викликаний суб'єктивними причинами індивіда або ж зовнішньою ситуацією;
2. збуджений статус розуму, який супроводжує поведінку, спрямовану на досягнення певної мети;
3. афективний стан, що є наслідком перешкоди або відстрочення інстинктивної реакції;
4. динамічний інстинктивний прояв;
5. спонтанна реакція організму;
6. загальна сукупність реакцій навколо контрольованого біхевіорального комплексу [4].

Концепція психологічного значення емоцій за Д. Креше та Р.С. Крутчфельд пов'язана із станом роздратування організму, який виражається трьома способами [4]:

1. емоційний досвід, тобто – почуття;
2. емоційна поведінка;
3. фізіологічні зміни в організмі.

Загальний висновок з усіх цих визначень полягає в тому, що емоції є феноменально специфічними та складними психологічними явищами, і вони виникають як результат ситуації або оцінки зовнішнього впливу. Вирішальне значення тут має компонент суб'єктивного відчуття, оскільки воно складається із усвідомлення важливості ситуації, поведінкової складової та соматичної складової. Емоції, як такі, є реакцією на життєво важливі ситуації, які також, крім усвідомлення їх важливості, включають в себе активацію індивідууму з метою адаптації до певних ситуацій [4].

Симпатична нервова система характеризується постгангліонарними факторами, які є досить тривалими, і які відгалужуються та розділяються, коли вони проникають у конкретні цільові органи. Це означає, що єдиний симпатичний елемент активізує декілька різноманітних ефектів, надаючи анатомічній складовій для надзвичайної реакції Кеннона, яка пропонувала широкий спектр відповідей - збільшення частоти серцевих скорочень і кров'яного тиску, реакції електродермії, збільшення частоти дихання та глибини.

Одним із джерел, яке досліджує нейрогенну активність під час афективної реакції, є вимірювання електрофізіологічних сигналів на шкірі голови, потенціал, обумовлений подією (event related potentials, ERP). ERP - це зміни електричної активності мозку (або інших частин нервової системи) після зовнішньої цільової стимуляції. Коли ERP вимірюється під час емоційного перегляду зображення, найбільш яскраво проявляє себе у більшості випадків пізній позитивний потенціал (late positive potential, LPP), що з'являється приблизно через 300-1000 мсек після демонстрації зображення. Максимальний LPP був виявлений над центрo-тім'яними ділянками [5].

Найбільша відповідь (реакція) викликається не нейтральними, а емоційно забарвленими зображеннями (приємними та неприємними).

Найбільший LPP пов'язаний із зображеннями еротики, каліцтва та нападу. Але є деякі дослідження, які виявили модуляцію попередніх компонентів ERP. Наприклад, Катберт та ін. (2000) виявили, що приємні фотографії викликали більшу позитивність в інтервалі 200-300 мс після демонстрації зображення (на фронтальній, центральній і парієтальній ділянках) та подібну картину більшої позитивності над теменними, центральними та фронтальними ділянками для приємних зображень, про це часове вікно повідомляється у Palomba, Angrilli та Mini (1997) [5].

1.1.2 Моделі емоційних станів

Наразі у вчених немає єдиної думки стосовно визначення емоцій. Термін вважається само собою зрозумілим і, найчастіше, емоція визначається з посиланням на список: гнів, огида, страх, радість, смуток та здивування [2]. У 1981 році Клейнгінн і Клінгінн виклали 92 окремі визначення емоцій, плюс їх власне, і дев'ять скептичних тверджень, складених з літератури про емоції [2].

Емоцію визначено як «раптове занепокоєння, минуле порушення, викликане гострим переживанням страху, подиву, радості і т.д.» (Larousse Dictionary, 1990), або «психічне почуття, або афект (наприклад, біль, бажання, надія, і т.д.), на відміну від засвоєння або волі "(Oxford English Dictionary, 1987). Словник когнитивної психології формально не визначає емоції, але з його п'яти сторінок, присвячених емоціям, впливає робоче визначення: емоція - це розумово-психічний стан. Це визначення не є тривіальним, оскільки досі емоція вважалася просто соматичною відповіддю [2].

Слідом за Кенноном декілька авторів вбачають в емоційному характері ті фізіологічні реакції, які відбуваються в емоційованих суб'єктах. Наприклад: "Хоча класифікація емоцій вже давно є суто когнітивною, зараз ясно, що психічне уявлення про емоційний досвід включає моторні та вісцеральні компоненти, а не лише когнітивні (Dantzer, 1989) [2]. Стан фізіологічного збудження і реакція мозку на це збудження 'Шехтер і Сінгер (1962). Незалежно від того, чи надається перевага концепції Джеймса-Ланге (емоція – це реакція мозку на збудження, якій передуює реакція тіла), чи концепції Кеннона Cannon (емоція – це реакція тіла, якій передуює реакція мозку), одне лишається незмінним: емоції – це психічний стан, навіть з урахуванням соматичної складової. Наприклад, згідно Scherer (1993), вища нервова діяльність завжди у тій чи іншій мірі бере участь у емоціях, і Griffiths (1997) розглядає емоцію як "каталізуючий мотиваційний комплекс у вищій нервовій діяльності" (стор. 243). Проблеми починаються тоді, коли хтось намагається занурюватися із визначенням ще глибше; словники і фахівці подолали цю перешкоду, просто доповнивши список емоцій: гнів, відраза, страх, радість, смуток, здивування (e.g. Lazarus, 1991; Smith and Lazarus, 1993) [2].

Нейробіологи та психологи прийшли до концепції емоції як всеохоплюючої адаптивно спрямованої фазової зміни в багатьох фізіологічних системах (включаючи соматичні та нейронні компоненти) у відповідь на подразник. Також деякі вчені дотримуються цієї концепції та розглядають емоції як перехідний, але скоординований набір відповідей, що виникають, коли людина стикається з ситуацією (реальною або уявною), пов'язаною із важливими особистими цілями. Як і інші, вони вважають, що емоції є мультикомпонентними і включають зміни різноманітних систем реагування [6].

Незважаючи на складність концепції емоції, більшість дослідників згодні з тим, що емоції - це гострі, зовнішньо обумовлені стани, які живуть протягом відносно короткого проміжку часу і пов'язані з конкретною подією, об'єктом або діями [7]. Kreibig (2010) узагальнює емоцію як багатокomпонентну відповідь на емоційно сильну зумовлюючу подію, що викликає зміни у суб'єктивних почуттях, експресію поведінки та фізіологічну активацію [8].

Традиційно емоції можна визначити або як окремі категорії (базова модель), або ж як безперервні виміри (континуальна модель). Відома дискретна основа емоцій є аргументом для шести базових, або "первинних" емоцій, тобто гніву, огиди, страху, радості, смутку та здивування за Екманом (1993). Ця модель емоцій групує емоції навколо базових емоцій [9], які розглядаються як відправні пункти емоційного ландшафту і часто обговорюються в термінах їх адаптивної цінності як засобу вибору за часом і видом [10]. З цієї періодичної таблиці елементарних станів можна одержати сполуки або суміші, які складають величезний діапазон емоцій (варіативні емоції) [9].

На відміну від моделі базових емоцій, розмірнісні (континуальні) моделі по суті розглядають емоції як області або локації у багатовимірному просторі, визначеному обмеженим числом основних вимірів. Емоції пов'язані одна з одною через їх взаємне розташування в афективному просторі [10].

Модель валентності-збудження

Використання вимірів емоцій було започатковано Вундтом (1897), і зараз його очолюють теоретики, такі як Джеймс Рассел (наприклад, 1980, 2003), а також теоретики оцінювання [9]. Тут емоції розташовані уздовж кількох описових осей, найважливіша відмінність від моделі базових емоцій полягає в тому, що одиниці вимірювання самі не є емоціями [9].

Встановлення численних і часто заплутаних відмінностей в термінології, більшість розмірносних моделей мають принаймні два спільних виміри, а саме: валентність (інакше – «бажаність», "задоволення - незадоволення") та збудження («активація»). Також [7] зазначено, що по відношенню до фізіології емоції переважно називаються точками в двовимірному просторі ефектної валентності - збудження, в яких валентність - це загальне сприйняття емоційних переживань, від негативного до позитивного, а збудження - рівень інтенсивності емоцій, від спокою до збудження.

Це підтверджується дослідженнями по таких темах, як різні реакції на лабораторні стрес-фактори (Фрідман, Такаяма, Лонг, і Тайєр, 1997), самовизначення емоційних станів, щоденні повідомлення про настрої та судження про вираз обличчя емоцій є вагомими доказами того, що модель валентності-збудження описує афективний простір якнайкраще. [10]. Модель валентності-збудження дозволяє виділити чотири категорії емоцій, між високою і низькою валентністю та високим і низьким збудженням [7]. Деякі дослідники навіть диференціюють між дев'ятьма категоріями, додавши нейтральну область і на вісь валентності, і на вісь збудження. Проте, в принципі, можна визначити нескінченну кількість інших довільних

категорій, де осі валентності та збурення не обов'язково поділяються з однаковою точністю [7].

Модель базових емоцій

Відома робота Дарвіна «Про вираження емоцій у людини та тварин» (Expression of emotions in Man and Animals), звичайно, є ще одним доказом на користь теорії еволюції людини та проти тодішньої популярної думки, що більшість м'язів людського обличчя були створені Богом для вираження емоцій (Montgomery, 1985). Стратегія Дарвіна полягала в тому, щоб показати, що вирази - це не просто висловлювання, а передумови колишніх конкретних дій. (Вираз гніву - обличчя з вищіренними зубами - не просто висловлює гнів, а й є генетично переданою звичкою оголення зубів під час готування до укусу.) Емоції та рухи (вирази) описуються згідно з повсякденною класифікацією англійського суспільства дев'ятнадцятого століття. Дарвін був чудовим емпіричним вченим, але його погляди на емоції були припущеннями здорового глузду в традиціях академічних трактатів сімнадцятого та вісімнадцятого століть. Його три принципи вираження, детектування та розуміння, фокусуються переважно на фізіології експресії. У Ізарда і Екмана акцент переноситься на обличчі як справжнє вираження, а тим більше - виражені емоції. Дослідження Дарвіна призвели до пошуку універсальних поштовхів (тепер їх називають основними емоціями), що притаманні в людським обличчям. Його виявлення подібних рухів для людей різних культур, віку та середовища виявило подібні емоції для різних культур, вікових груп та середовищ. Екман і Ізард перетворили невизначений та відкритий перелік емоцій Дарвіна (зосередженість, голод, рішучість, любов,

поганий настрій, відчай) у закритий перелік основних емоцій. Екман (1972) включив сюди щастя, страх, смуток, гнів, подив та відразу, а згодом додав ще й презирство та сором. Базові емоції – це «передвстановлені» нейронні програми, які спостерігаються у всіх людей, і не тільки в емоційно чистих людей. Інші емоції, такі як любов, ревності, сором і т.д. - суміші, підкатегорії або синоніми основних емоцій. Щойно запропонована, теорія базових емоцій стала однією з найбільш поширених теорій емоцій [1]. Базові емоції, що постулюються Екманом (Екман, 1972), виражаються через особливі рухи обличчя і спостерігаються у людей незалежно від їх культурного багажу та походження [1]. Їх можна ідентифікувати за допомогою аналітичної системи на основі відео, яка називається системою кодування дій на обличчі (Facial Acting Coding System, FACS) [11]. Кожна емоція характеризується специфічним паттерном (шаблоном) "одиниць дії" (одиниці дії являють собою м'язову активність, яка виробляє миттєві зміни у зовнішньому вигляді обличчя), які базуються на специфічних закономірностях діяльності м'язів обличчя.

Незважаючи на поширеність, теорія основних емоцій є досить суперечливою. По-перше, критерій базовості емоції - спірне питання. У моделі Екмана сама універсальність емоції дає відповідь на те, чи може емоція вважатися базовою. Проблема з цим критерієм полягає в тому, що деякі емоції не вважаються базовими внаслідок того, що їх універсальність ніколи не перевірялася. Наприклад, Барон-Коен та співавт. показують, що емоції, які умовно розглядаються як складні, такі як провина та підступ, визнаються крос-культурними для різних культур, таких як Японія, Іспанія та Велика Британія, що означає, що вони можуть бути включені до списку основних емоцій [1]. Інші дослідники стверджують, що універсальність не повинна бути критерієм, який використовується для визначення того, чи є емоції базовими [1]. Існує також полеміка з приводу простого уявлення про

набір основних емоцій. Це пояснюється тим, що систематика емоцій, яка класифікує лише кілька емоцій як базові, а всі інші емоції як складені (варіативні), маскують відмінності у сенсі та у формі серед цих «неосновних» емоцій. Було представлено кілька систематик емоцій, які включають не дві, а декілька категорій. Наприклад, Рана (2005) [1] наводить сім класів емоцій - зумовлюючі, відносні, загальні, основні, складні, цільові та викликані. Оскільки в основних моделях емоцій для опису емоцій використовується тільки абстрактний термін, не можна заперечувати, що емоції можуть коливатися дуже плавно як у часі, так і від події до події. Більше того, емоції не просто різняться; інформація, яка від них іде, також є динамічною, як відповідь на постійні зміни навколишнього світу. Наприклад, людина може побоюватися не лише події, а й того, що ця подія наближається. Або людина відчуває не лише що вона зараз слабка, але й те, що вона слабшає. Таким чином, поняття емоцій, які ми використовуємо, розглядаються як траєкторії, по яких наш стан постійно розвивається [9]. Ще одним недоліком використання базових емоцій можна вважати те, що вони є різними для різних культур. У континуальному підході емоції описуються різними вимірами, що зменшує толерантність до сприйняття іншої концепції емоцій [9]. Нарешті, ще один недолік, як зазначає Вагнер та ін. (2005) [12] є те, що теоретики так і не дійшли згоди стовосно того, які емоції вважати базовими.

1.2 Аналіз методів, що дозволяють отримати дані про емоційний стан людини за біосигналами

В психологічному дослідженні існує багаторічна традиція прагнення до відтворення різних емоційних станів в лабораторії для наукових цілей.

Описано декілька методів, включаючи гіпноз (тобто Bower, 1983) та зображення (наприклад, Lang, 1979), музика (наприклад, Sutherland et al., 1982), рухові м'язи обличчя (Ekman et al., 1983), взаємодія з підготовленими конфедератами (наприклад, Ах, 1953), технікою Velten / self-statement (повторювані фрази з емоційним змістом, Velten, 1968) і навіть наркотики і депривація сну, 1990; Hagemann et al., 1999) . Деякі з цих методів породжують етичні проблеми (наприклад, вживання наркотиків, використання обману або депривація сну у досліджуваних) та / або проблеми стандартизації.

1.2.1 Методи виклику емоційної реакції людини

Використання звуків для виклику емоційних реакцій

Емоційний зміст звуку значною мірою використовується в нашому повсякденному житті – музика, мова. Звуки, які не містять лінгвістичних або музичних паттернів - звуки, які ми чуємо в нашому повсякденному житті, так звані екологічні звуки, також передають інформацію, але більш тонкими способами. Наші емоції стають нам у пригоді, встановлюючи зв'язок між цими звуками і їхнім внутрішнім значенням, а також і з акустичним оточенням, що у разі необхідності допомагає нам діяти відповідно до обставин. Звук може викликати емоції у слухача, тобто негативні та позитивні почуття, що широко використовується у кінобізнесі. Ці викликані емоції у слухачів індукуються через фізичні характеристики звуку, такі як гучні або дисонанні звуки, а також через те, що звук викликає асоціації та спогади. Слухові системи є не тільки основним каналом індукції емоцій, але, більш широко, є одним з основних рецепторів інформації про наше оточення.

При проектуванні та аналізі акустичних середовищ часто це робиться з акцентом на акустичну якість для музичних або розмовних виступів. Найважливішим параметром такого аналізу є час реверберації (ревербація - процес поступового зменшення інтенсивності звуку при його багаторазових відбиттях. Час реверберації - це легко вимірюваний параметр, який за деякими додатковими вимірами дає додаткову інформацію про коефіцієнт ранньої і пізньої реверберації, ясності, первинному проміжку часу і т. д. Хоча деякі дослідження оцінили вплив часу реверберації з емоційної точки зору, інша кімната акустичні параметри, такі як слухова ширина джерела, не були проаналізовані з емоційно-акустичної точки зору. Ці показники в основному використовуються в музичній акустиці, але, тим не менш, мають важливе значення у всьому слуховому сприйнятті.

Існує ціла галузь науки, яка розглядає екологічні звуки, тобто звуки, які набувають сенсу, що може бути пояснений з еволюційної точки зору чи іншим механізмом, який вплинув на сприйняття людини через роки еволюції. Щоб досягти звуків із такими властивостями, роблять акцент на звуках, які не мають упередженості (підтексту) через причини, пов'язані із культурними відмінностями, географією або особливостями розвитку. Дослідження показали, що звукові джерела, які випромінюють зростаючу акустичну інтенсивність, були сприйняті як переміщення до слухача, розміщеного на деякій відстані від джерела звуку. Це явище вивчалось для таких подразників, як тони, шуми, а також екологічні подразники. У багатьох з цих досліджень емоційна реакція посилюється, коли об'єкт сприймається як такий, що наближається.

Зображення

При визначенні емоції на основі моделі валентності-збурення, виникають дві перешкоди: проблема відсутності екстремальних координат у двох категоріях моделі валентності-збурення та категорії емоцій, яка називається змішаними емоціями [7].

Валентність-збурення. Перша перешкода згадувалася Лангом, Бредлі та Катбертом [13]. Вони створили базу даних зображень (Міжнародна система афективних зображень, IAPS).

Використання фотографій є одним з широко застосовуваних і прийнятих методів індукції емоційних станів, що не передбачає обману і які можна легко стандартизувати. Міжнародна система афективних зображень (IAPS; Lang et al., 2005) надає такий набір стандартизованих фотографій. Її перевагою є те, що це - відомий у всьому світі метод, доступний для всіх дослідників, а нормативні рейтинги зібрано та надано авторами з 1992 року. Зображення IAPS були використані в широкому діапазоні дослідницьких тем і, як правило, демонструються для тривалості 6 с (наприклад, Vrana et al., 1988; Bernat et al., 2006; Codispoti et al., 2006; Rhudy et al., 2007). Деякі дослідження також змінювали презентацію, починаючи з підсвідомого застосування (Ruys and Stapel, 2008), лише до 2.5 с (Chiew and Braver, 2011) і до 8 с (Amrhein et al., 2004). Різниця зазвичай впровадженої версії, яка показала хороші результати щодо емоційного впливу, - це представлення трьох послідовних зображень з конгруентним емоційним та тематичним вмістом протягом 2 с (Godinho et al., 2006).

IAPS - це база даних, яка містить велику кількість емоційно зворушливих, доступних на міжнародному рівні кольорових фотографій. Вона була розроблена Центром емоцій та уваги NIMH (CSEA) у Флоридському університеті. Є три великі переваги бази даних. Перша - кращий експериментальний контроль при виборі емоційних подразників.

Друга - це порівняння результатів з їх базою даних, де кожна картинка була оцінена за допомогою опитувальника “манекен самооцінювання» (Self Assessment Mankin, SAM) Різні дослідження можна легко порівняти, навіть якщо вимірювання робилися в різних лабораторіях. Останньою перевагою є точні реплікації всередині дослідницьких лабораторій та в межах їх [14].

Головним є те, що існують три основні параметри дисперсії в емоційних оцінках, було засноване на семінарські роботи Osgood's (Osgood, Suci & Tanenbaum, 1957). Два основних виміри були: один – афективна валентність (від приємного до неприємного) і збурення (від спокою до збудження). Останнє вимірювання - домінування або контроль [14].

Манекен самооцінювання (SAM) - це система професійного оцінювання, яка використовувалася для оцінки цих трьох вимірів (насолоти, збурення та домінування). Він був розроблений Лангом (1980). Система використовує графічну фігуру, що зображує значення вздовж кожного з трьох вимірів у постійно зміненому масштабі, що вказує на емоційні реакції. 3.1 наведено версію SAM для паперу та олівця. Перша лінія - це подання валентності. Друга лінія являє собою рівень збурення, а розмір домінування представлений останньою лінією. Кожен розмір має дев'ять параметрів (п'ять фотографій та чотири пробіли між зображеннями) [14].

Є 1196 фотографій. Всі ці фотографії були оцінені в наборах з 60 фотографій. Це означає, що було оцінено 20 наборів зображень по 60 фотографій кожен. Колекція була перевірена вже 13 років.

Піддослідними були близько 100 студентів (половина - жіночої статі). Вони були в групах розміром від 8 до 25, причому співвідношення чоловіків і жінок не перевищувало 1: 2 (або 2: 1) для будь-яких групових сеансів. Існували три-чотири різні послідовності зображень, які визначали положення конкретної фотографії в рамках всієї послідовності. Три виміри SAM служили заходами залежності [14]. Картинки виконували такі критерії:

- вибір зображень має охоплювати увесь афективний простір;
- всі зображення кольорові;
- знімки вибираються таким чином, що вони легко розрізняються, мають чітке співвідношення між фігурою та фоном і передають афективну якість відносно швидко [14].

Версія паперу та олівця SAM (Lang, 1980) у форматі буклету використовувалася для отримання професійних оцінок для наборів зображень 1-6. Набори зображень 720 використовували лист ScanSAM з комп'ютером. Експериментальні заняття проводилися в приміщенні розміром 20 футів x 35 футів під аналогічними умовами освітлення. Суб'єкти розміщувалися в рядах дуг 90 градусів, що стоять перед екраном, на якому були проєціювалися слайди. Максимальний розмір зображення, що проєктується на екрані, був стандартизований приблизно на 4 фути x 5 футів. Перший слайд завжди був лише слайдом для підготовки ("Готуйся оцінювати наступний слайд"). Всі слайди, окрім підготовчих (5 секунд), демонструвалися 6 секунд. Рейтинг було зроблено відразу після того, як зображення зникло з екрану, і потім давалося 15 секунд для оцінки картини. Діти мали трохи різні умови, див. Сторінку 4 Інструкції для дорослих учасників можна знайти в розділі 4.3. Вони подібні до інструкцій IAPS, крім вимірювальних частин ЕЕГ [14].

База даних IAPS забезпечує нормативні оцінки емоцій (задоволення, збурення, панування) для набору кольорових фотографій, які забезпечують набір нормативних емоційних стимулів для експериментальних досліджень емоцій та уваги).

Всі зображення IAPS були масштабовані у координатах валентності - збудження, що призвело до формування форми бумеранга (див. Рис. 2.2), з його двома крайнощами у високо валентних збуреннях квадранта та низьким рівнем валентності - високим збуренням. Незважаючи на великі зусилля,

Ленг, Бредлі та Катберт [13] не змогли знайти фотографії, що представляють кінці всіх чотирьох категорій [7].

Змішані емоції. Іще одна складність - змішані емоції, які мають місце, коли подія, об'єкт або дія знаходяться під впливом більш ніж однієї емоції; наприклад, людина почуває себе щасливою, тому що через багато років він бачить свою стару тітку, але сумною, тому що його тітонька здається не дуже здоровою. Модель валентності-збурення, як двовимірний простір, не може обробляти такий вид даних; однак модель валентності-збурення може бути здатною справитись із змішаними емоціями; Конін і Горн припускають, що для того, щоб впоратися з змішаними емоціями, вісь валентності повинна бути однополярною, а не біполярною. Вони послалися на попередні дослідження, які показали, що зворотній ефект не обов'язково має сильні негативні кореляції [7]. Коли валентність оцінюється за двома шкалами, буде показана одна інтенсивність позитивного ефекту і одна для інтенсивності негативного ефекту, змішані емоції в сенсі як позитивних, так і негативних емоцій. Як розширення моделі валентно-збудливої, однополярна осі валентності з відокремленими позитивними та негативними осями може дозволити кращу дискримінацію між різними емоціями [7].

1.2.2 Використання біосигналів для визначення емоційних станів людини

Наразі взаємодія людини та комп'ютера є новою галуззю досліджень для науковців. Вона є областю ґрунтовних досліджень лише протягом останніх двадцяти років. Це покращує ситуацію для низки застосунків, в тому числі моделювання та розпізнавання емоційних станів. Цей напрям

отримує все більше визнання, особливо в області афективних обчислень ([15]). Фактично, емоція є одним з найважливіших дескрипторів людей адже, не визнаючи емоційних оцінок, роботи та комп'ютери будуть не здатними на взаємодію з людьми. Саме тому проблема оцінки емоцій є цікавим питанням для нейрофізіологів, психологів та дослідників з штучного інтелекту. Серед різних застосунків розпізнавання емоцій особливо важливим є застосунок у лікувальній терапії, особливо для дітей з аутизмом [16] а також у сфері охорони здоров'я військових [17]. Окремо важливо виділити можливість застосування методик визначення емоцій для виявлення станів ризику при водінні. Окремим, менш критичним застосунком є покращення інтерактивного середовища в іграх, як це описано в [18].

У літературі представлені різні способи визначення людських емоцій. Вони можуть бути заснованими на тому, як людина говорить ([19]), на її русі і жестах, або на її виразах обличчя. Наразі саме визначення емоційних станів через аналіз виразу обличчя є найпопулярнішим способом ([20]). Основними причинами цього є поєднання легкості у імплементації та високої результативності цього методу у порівнянні з іншими. Однак, вираз обличчя або тон голосу можна досить легко підробити, зімітувавши таким чином емоційний стан та обдуривши систему. Отже, комунікаційні моделі визначення емоцій можуть давати неточні результати. В рамках роботи над цією проблемою, команди дослідників включаючи Picard et al. [21] довели, що аналіз фізіологічних сигналів, як найбільш безпосередньої біологічної відповіді на емоційні стани, є доречним визначення реальних емоційних станів. Важливими є наступні сигнали:

- електроенцефалограма (ЕЕГ);
- електрокардіограма (ЕКГ);
- варіабельність серцевого ритму (HRV);
- гальванічна реакція шкіри (GSR);

- м'язова активність або електроміограма (ЕМГ);
- температура шкіри (SKT);
- blood volume pulse (BVP);
- respiratory volume (RESP).

В останні десятиліття дослідження, пов'язані з цією темою, постійно покращуються, наприклад застосування, описані в [22]. Окрім цього важливо, що ці фізіологічні сигнали можна об'єднати з іншими способами визначення емоцій. Подібна мультимодальна система розпізнавання емоцій, була досліджена в роботі [23].

Але результати досліджень відрізняються за різними причинами: по-перше, вони відрізняються способами виявлення емоцій, як-от перегляд вибраних фільмів [24] або відеокліпів, під час відеоігор, водіння і слухання музики [22]. Відрізнявся і спосіб моделювання та визначення емоційних станів. Як вже було зазначено раніше, модель Екмана ґрунтується на універсальних емоційних станах для визначення 6 дискретних базових емоцій: (1) щастя, (2) смуток, (3) здивування, (4) страх, (5) гнів і (6) відраза [25]. З іншого боку, за дуальною моделлю класифікація емоцій може бути визначена в просторі з двома або більше вимірами, такими як валентність і збудження. На Рисунку 1.1 представлена загальна модель подання емоцій у цьому просторі.

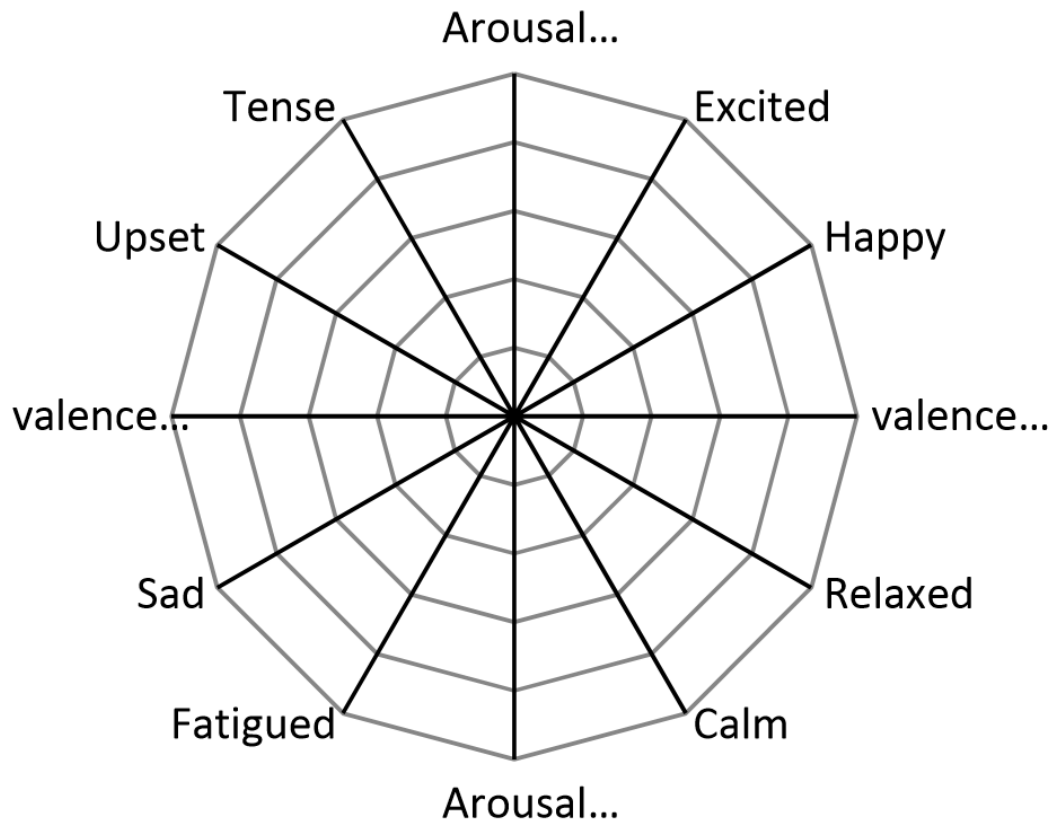


Рисунок 1.1 – Дуальна модель емоційних станів

Ще однією причиною, що може виправдовувати розбіжності, є різні методи, які можна використовувати для вилучення та класифікації емоцій (SVM, HMM, LDA). Ці згадані відмінності ускладнюють порівняння результатів досліджень, проведених з використанням фізіологічних сигналів.

Робота з аналізу біосигналів для визначення емоційних станів наразі ведеться в першу чергу науковцями і лише в наукових цілях. Саме тому для аналізу цієї предметної області необхідно перейти в суто наукову площину, до аналізу окремих досліджень, експериментів та датасетів. Серед останніх пов'язаних з цією тематикою робіт я хочу навести приклад, заснований на використанні бази даних MAHNOB [24]. Він заснований на трирівневій модифікації моделі валентності-збудження: "спокій", "середнє значення", "збудженість" для збудження та "неприємний стан", "нейтральний стан",

"приємний стан " для валентності. Було виділено 102 ознаки з периферійних фізіологічних сигналів, зібраних з 24 учасників, і були отримані точності на рівні 46,2% для збудження та 45,5% для валентності. Також важливим є інше дослідження [26]. У цьому дослідженні автори зосередились на периферійних фізіологічних сигналах (ЕКГ, GSR, RESP та Temp). Була використана новітня мультимодальна база даних MAHNOB-HCI. Метою даного дослідження є класифікація емоційних станів у трьох визначених класах для простору збудження-валентності та вибір найбільш відповідного сигналу для проблеми визначення емоцій. В якості першого кроку було класифіковано кожний фізіологічний сигнал, а потім, було проведено зближення їх ознак. Для досягнення поставленої мети було проаналізовано раніше зазначену базу даних, проведено попередню обробку даних, визначено ознаки та класифіковано сигнали в просторі Збудження-Валентність із використанням методу опорних векторів (SVM) [26]. Навіть попри використання досить простого методу у порівнянні з новітніми дозволило отримати цікаві результати.

1.3 Існуючі проекти з визначення емоційних станів людини із використанням біосигналів

На даний момент найпопулярнішим методом автоматизованого визначення емоцій є використання розпізнавання облич. Існує велика кількість імплементацій цього методу. Однак в рамках даного дослідження цікавими в першу чергу є застосунки методів аналізу біосигналів для визначення емоційних станів людини. Причини цього деальніше описані в

1.2. Розглянемо декілька відомих проектів з аналізу емоційного стану людини з використанням біосигналів.

Доступні мультимодальні афективні бази даних зосереджені на вивченні афективних реакцій індивідуальних учасників [27] або на парах людей. Проте в реальному житті емоційний досвід часто досягається в соціальних контекстах (наприклад, фільми та ігри зазвичай залучають групи людей). У такому контексті індивідуальний досвід залежить не лише від користувача, а й від неявних та явних взаємодій, які можуть виникати між особами, реакціями, настроями та емоціями інших членів групи. Крім того, різні аспекти впливу та особистості можуть бути пригнічені або посилені в залежності від соціального контексту людини. Тому поточні бази даних ігнорують важливий вимір для вивчення впливу. Бази даних для досліджень особистості розглядали інформацію, пов'язану з лінгвістикою, у письмовій формі, діяльності в соціальних мережах та поведінці в групах [28]. Однак вони в значній мірі ігнорували вивчення як впливу, так і особистості, через використання фізіологічних сигналів, які, як показано, несуть цінні відомості для визнання особистості [29], [30]. Тому існує потреба в мультимодальних базах даних для вивчення емоцій, особистості та настрою людей, як в одиночній, так і груповій обстановці. Мультимодальні схеми виграють від включення неврологічних та периферичних фізіологічних сигналів.

Саме над вирішенням цієї проблеми працювали автори [31]. Їх розробка - це датасет для Мультимодальних досліджень афектів, особливостей Індивідумів та настрою осіб та Груп (англ.. - A dataset for Multimodal research of affect, personality traits and mood on Individuals and GrOupS - AMIGOS) за допомогою нейрофізіологічних сигналів. Датасет складається з мультимодальних записів учасників та їх відповідей на емоційні фрагменти кінофільмів. Вони використовували такий алгоритм збору датасета:

1. Учасники взяли участь у двох експериментах. У кожному з них учасники переглянули по два подразники з відповідних наборів - коротке відео або тривалий відеоролик. В цей час були записані наступні показники людей:

- електроенцефалограма (ЕЕГ);
- електрокардіограма (ЕКГ);
- гальванічна реакція шкіри (GSR);
- фронтальне HD-відео обличчя;
- два відеоролики усього тіла людей – RGB та за технологією «Depth Full Body Videos».

Записи були точно синхронізовані, щоб дозволити вивчення одночасних афективних відповідей, індивідуальності та настрою від різних модальностей.

2. У першому експерименті всі учасники переглянули набір коротких відеороликів в індивідуальному режимі. У другому експерименті деякі учасники брали участь в індивідуальному експерименті, аналогічному першому експерименту, а деякі - в групових експериментах. У цьому випадку вони дивилися набір тривалих відеороликів.
3. Особистості учасників були проаналізовані за допомогою моделі «Великі п'ять рис характеру» («Big-Five personality traits») та відповідно до їхнього настрою через позитивні та негативні алгоритми впливу (Positive Affect and Negative Affect Schedules - PANAS).
4. Афективна анотація була отримана як за внутрішніми, так і з зовнішніми даними. Для внутрішньої анотації учасники провели

оцінку своїх афективних рівнів на початку кожного експерименту та відразу після кожного відео. У зовнішній анотації записи обох комплектів відеофайлів були відключені, анотовані 3 анотаторами на шкалах валентності та збудження, використовуючи метод, який дозволяє безпосередньо порівнювати афективні відповіді з обох експериментів.

5. Фізіологічні сигнали були записані з використанням комерційних носимих датчиків, що надають учасникам більшу свободу, ніж звичайне лабораторне обладнання (наприклад, Biosemi ActiveTwo1), використане в [29] та кращої якості, ніж обладнання, використане в [30]. Отриману базу даних було вирішено зробити доступною академічному співтовариству.

У даній роботі автори представили набір даних для мультимодальних досліджень афектів, особливостей особистості та настрою окремих людей та груп за допомогою нейрофізіологічних сигналів. Під час аналізу даних було виявлено суттєві кореляції між внутрішніми та зовнішніми анотаціями валентності і збудження, що вказує на те, що зовнішня анотація є гарним предиктором афективного стану учасників. Було показано, що соціальний контекст має важливий вплив на валентність і збудження, виражені учасниками, оскільки учасники груп демонструють нижчі рівні збудження для кліпів з низьким збудженням та вищі рівні збудження для кліпів із високим збудженням ніж одиночні учасники. Загалом реакція є більш валентною коли учасники знаходяться у групі, ніж коли вони одні. Було показано, що позитивний афект сильно корелює зі збудженням, вираженим під час перегляду тривалих відеозаписів. ЕЕГ виявилася найкращим сигналом для визначення валентності та збудження, а синтез ознак не покращив результати. Для прогнозування рис особистості, PANAS та соціального контексту, GSR на довгих відео показало найкращу модальність

у всіх вимірах, середня оцінка F1 - 0,623. Використання синтезу функцій покращило результати прогнозу позитивного та негативного афекту [31].

Висновки до розділу та постановка задачі

Було розглянуто основні теорії щодо природи та формалізації емоційних станів людини. Основними моделями є дуальна модель та модель базових емоційних станів. Наразі між науковцями немає консенсусу щодо того, яка саме модель має використовуватись на практиці, однак на думку автора ці моделі не є протиставленнями, а є лише різними поглядами на одну й ту саму сутність. Було вирішено використовувати в роботі модель базових емоційних станів як таку, що забезпечить більшу простоту в проведенні експериментів. Було сформовано наступну постановку задачі:

1. проаналізувати найбільш поширені теорії емоційних станів;
2. проаналізувати методи виклику ті оцінки емоційних станів;
3. виконати аналіз методів роботи з сигналом ЕКГ;
4. обрати методи для роботи з екг відповідно до контексту задачі визначення емоцій за ЕКГ;
5. проаналізувати різні види глибинних нейронних мереж в контексті задачі визначення емоцій за екг та обрати найбільш доцільний з них;
6. сформулювати критерії якості роботи системи;
7. провести експеримент зі збору датасету електрокардіограм людини під емоційним впливом для навчання нейронної мережі;

8. спроектувати і реалізувати модулі системи для визначення емоційних станів людини за ЕКГ;
9. проаналізувати якість роботи реалізованої системи;
10. виробити рекомендації стосовно можливостей подальшого вдосконалення розробленої системи відповідно до отриманих результатів роботи.

РОЗДІЛ 2 МЕТОДИ ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ЕМОЦІЙНИХ СТАНІВ ЛЮДИНИ

2.1 Дослідження методів первинної обробки ЕКГ

Сигнал електрокардіограми що надходить з пристрою містить велику кількість шумів та не є придатним для безпосереднього аналізу. Для вирішення цієї проблеми необхідно проводити фільтрацію сирого сигналу.

2.1.1 Поняття ЕКГ сигналу та особливості роботи з ним

Електрокардіографія (ЕКГ) - це процес запису електричної активності серця протягом певного періоду часу за допомогою електродів, нанесених на шкіру. Ці електроди виявляють крихітні електричні зміни на шкірі, які виникають внаслідок електрофізіологічної роботи серцевого м'яза що деполяризується та реполяризується під час кожного удару серця. Електрокардіографія є одним із найбільш часто застосовуваних кардіологічних тестів [32].

У медицині прийнято вважати стандартним «12-відведеневий» метод зняття ЕКГ. У ньому десять електродів розміщуються на поверхні тіла та кінцівках пацієнта. Електрична активність серця вимірюється шляхом вимірювання різниці потенціалів між відведеннями. Таким чином у цьому стандартному методі використовується 12 відведень – тобто 12 окремих «кутів огляду» на роботу серця. Це дозволяє отримати інформацію про роботу різних частин серця особи, що вимірюється. ЕКГ записується протягом певного періоду часу (зазвичай від десяти секунд). Загальна

величина і напрямок електричної деполяризації серця фіксується постійно протягом кількох серцевих циклів і оримуються дані про серцеві цикли загалом, а не про їх окремі частини. Графік напруги до часу, отриманий внаслідок виконання цієї неінвазивної медичної процедури називають Електрокардіограмою – ЕКГ (Рисунок 2.1).

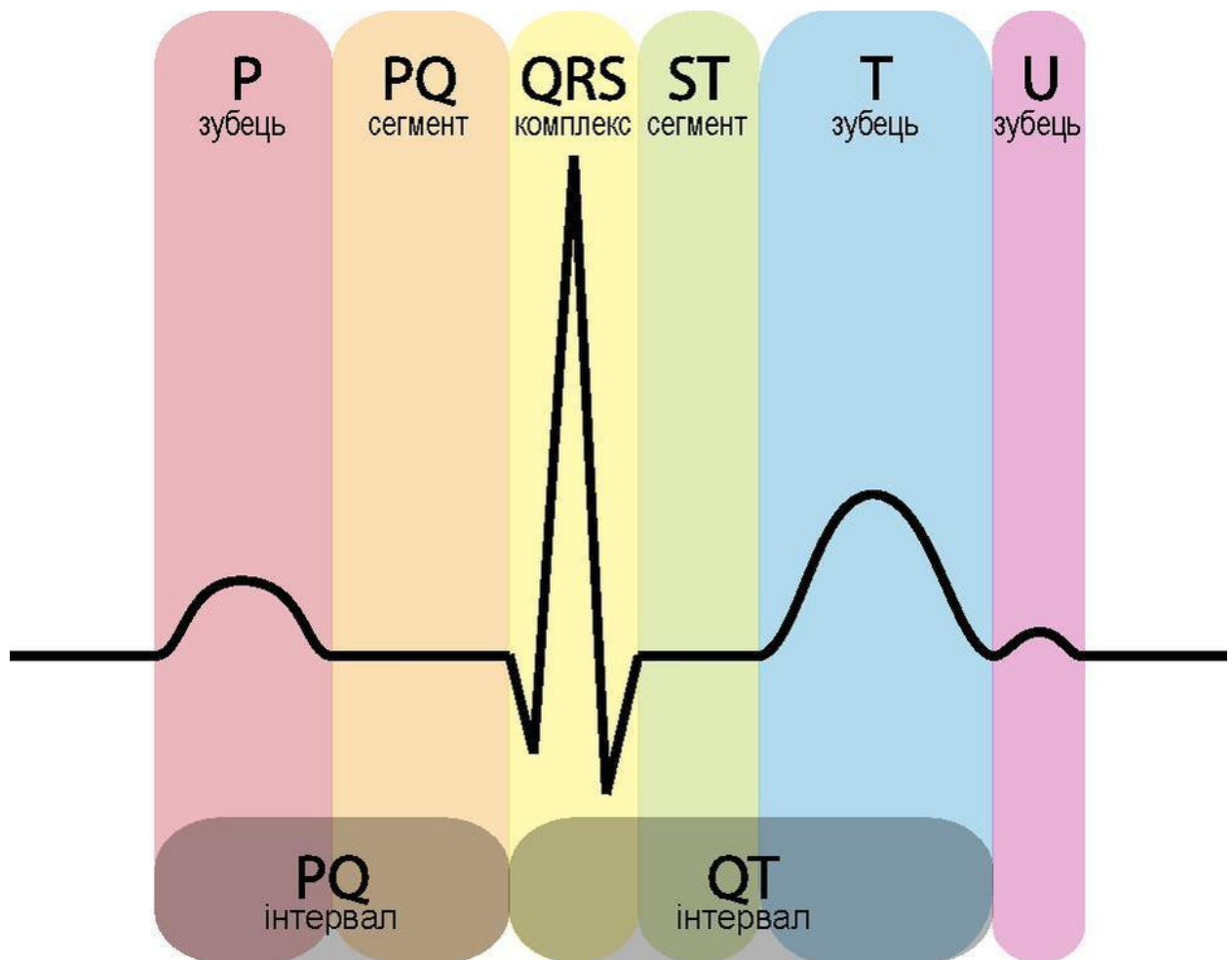


Рисунок 2.1 – Загальний вигляд удару серця на ЕКГ

Під час кожного скорочення, здорове серце має упорядкований розвиток деполяризації, яка починається з центру кардіостимуляції в синусовому вузлі, поширюється через передсердя, проходить через атріовентрикулярний вузол вниз в пучок Гіса і в волокнах Пуркінє, поширюючись вниз і ліворуч по всьому шлуночку. Цей упорядкований

малюнок деполяризації породжує характерне відстеження ЕКГ. Для підготовленого клініциста ЕКГ передає велику кількість інформації про будову серця та функції його системи електропровідності. Серед іншого, ЕКГ може бути використана для вимірювання швидкості і ритму серцевих скорочень, розміру і розташування камер серця, наявності будь-якого пошкодження м'язових клітин серцевих або провідних систем, наслідок приймання серцевих препаратів, а стан роботи імплантованих кардіостимуляторів [33].

Одними за піонерів технології вимірювання ЕКГ були Олександр Мурхед, котрий як повідомляється, прикріпив дроти до зап'ястя гарячкового пацієнта, щоб отримати дані про серцебиття пацієнта в 1872 році в лікарні Святого Варфоломія та Август Валлер з лікарні Святої Марії в Лондоні. Його електрокардіографова машина складалася з капілярного електрометра Ліппмана, закріпленого на проекторі. Дані про серцебиття проектувалися на фотографічну пластину, яка була закріплена на іграшковому поїзді. Це дозволяло записувати серцебиття в режимі реального часу.

Однак перший справжній прорив у вимірюванні ЕКГ відбувся коли Віллем Ейнтховен, працюючи в Лейдені, Нідерланди, почав використовувати струнний гальванометр (перший практичний електрокардіограф), який він винайшов у 1901 році. Цей пристрій був набагато більш чутливим, ніж капілярний електрометр Waller і струнний гальванометр, який був винайдений окремо в 1897 році французьким інженером Клементом Адером [34]. Ще раніше, в 1895 р, Ейнтховен назвав буквами P, Q, R, S і T відхилення, що на його думку мали б бути наявні на формі удару серця на ЕКГ. Він створив їх використовуючи за основу дані з капілярного електрометра, компенсувавши неточності цього пристрою. Використання букв, відмінних від A, B, C і D (ці літери використовувалися у капілярній електрометрії) полегшувало порівняння базового та виправленого сингалу,

розміщених на одній координатній площині [35]. Подібна методика розмітки сигналу ЕКГ стала стандартною для різних методів оцінки цього сигналу. Навіть зараз все ще використовуються саме літери Р, Q, R, S, Т, [35]. Ейнтховен також описав електрокардіографічні особливості, характерні ряду серцево-судинних розладів. У 1924 році він був удостоєний Нобелівської премії в галузі медицини за його відкриття.

У 1927 році компанія General Electric розробила портативний апарат, здатний вимірювати електрокардіограми без використання гальванометра. Замість цього цей пристрій об'єднує підсилювальні труби подібні до тих, що використовуються в радіоприймачі з внутрішньою лампою та рухомим дзеркалом. Воно спрямовує електричні імпульси що відстежуються на плівку. Хоча основні принципи пристроїв цієї епохи все ще використовуються сьогодні, багато досягнень електрокардіографії було досягнуто протягом наступних років. Інструментарій розвинувся з і громіздкої лабораторної апаратури людство перейшло до компактних електронних систем, які часто включають в себе комп'ютеризовану інтерпретацію електрокардіограми [32].

2.1.2 Дослідження методів фільтрації сигналу ЕКГ

Шум на ЕКГ є дуже великою перешкодою для успішного аналізу цього сигналу (Рисунок 2.2). Існує багато способів видалення дрейфу ізолінії з сигналу ЕКГ. Ця задача є вкрай важливою, адже дрейф ізолінії дуже сильно впливає на сигнал. На початку було проведено аналіз існуючих рішень цієї задачі та публікацій, що до них відносяться.

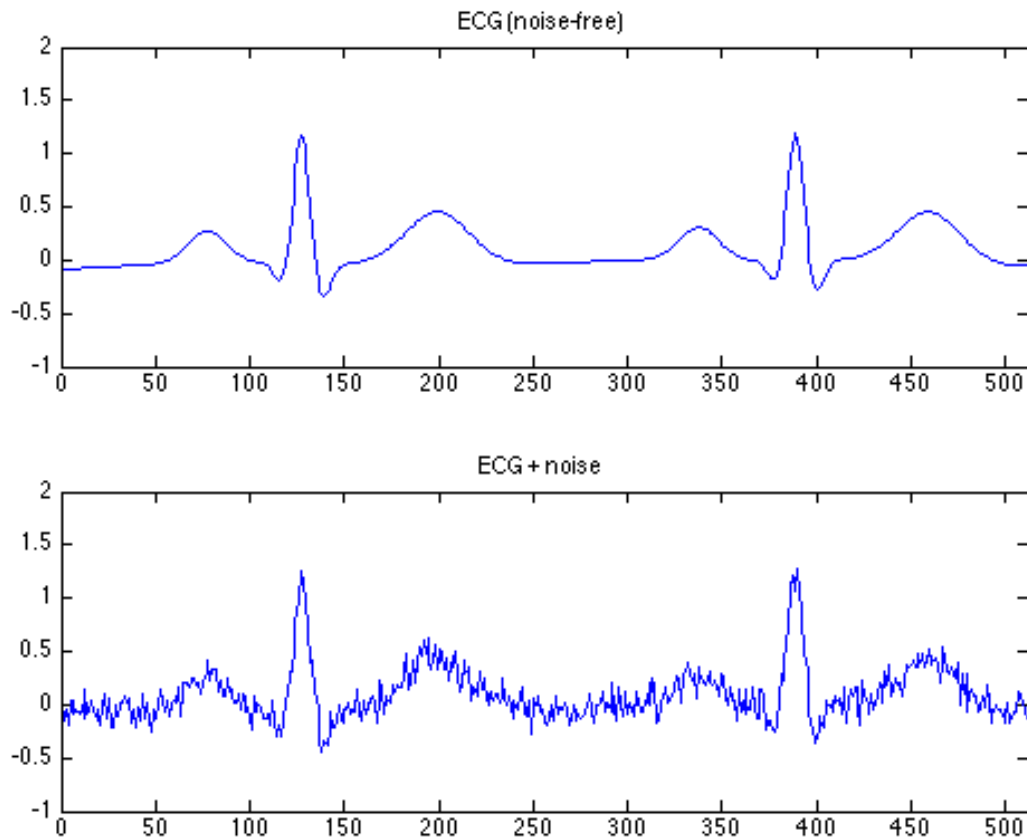


Рисунок 2.2 – Фільтрація ЕКГ сигналу

Raimon і співавт. у своїй роботі використали каскадний адаптивний фільтр для видалення дрейфу ізолінії. Цей каскадний фільтр працює в два етапи. На першому етапі використовувався адаптивний фільтр зазубрин при нульовій частоті. На другому етапі був використаний адаптивний імпульсний корельований фільтр, який використовував детектор QRS-комплексів - оцінював кореляції сигналу ЕКГ з появою QRS-комплексів. Було проаналізовано частотну відповідь фільтра. Отримані дані свідчать про те, що фільтр можна розглядати як гребінчастий фільтр без часткової долі. Відповідно до експериментів авторів цей метод може видалити базовий дрейф в реальному часі без необхідності в обчисленні ізоелектричного рівня [36].

Semma Rani і співавт. у своїй роботі представили порівняльне дослідження. Порівнянні були роботи двох добре відомих фільтрів - FIR і IIR фільтрів. Використаний IIR мав значно меншу обчислювальну складність та був набагато легшим у імплементації ніж FIR фільтр. Відповідно обчислювальна складність FIR фільтра була значно більша ніж IIR фільтра. Це збільшило потреби у пам'яті і розсіювання потужності FIR фільтра. Таким чином IIR фільтр на думку авторів є кращим вибором для видалення дрейфу ізолінії [37]. Однак в рамках даної роботи обчислювальна складність та велика тривалість роботи не є проблемою. Набагато важливішою є якість роботи та легкість імплементації. Однак у майбутньому при створенні повноцінного продукту переваги IIR фільтру стануть важливими.

Lisette і співавт. у своїй роботі дослідили адаптивний двонапрямковий фільтр подавлення дрейфу ізолінії що працює у реальному часі. Фільтр було оптимізовано для отримання мінімальної затримки, мінімального не лінійного фазового зсуву, мінімальний розрахунок потужності і максимальне співвідношення сигналу до шуму. У цьому випадку неможливо фільтрувати із затримкою в 150 мс з використанням відомих прийомів. Затримка у 250 мс - це теоретичний мінімум для частоти зрізу 0,5 Гц. Для Butterworth фільтру мінімальною є затримка 333 мс. Двонапрямлений фільтр з подавленням базової лінії в режимі реального часу має затримку 358 мс. Через це співвідношення сигнал / шум поліпшується [57].

Sander і співавт. у своїй роботі використали цифровий фільтр. Вони розробили фільтр з 50/60 Гц зрізом ждя усунення базового дрейфу з сигналу ЕКГ з високою частотою дискретизації. Цей спеціальний фільтр викликає лише мінімальний спотворення спектра потужності та забезпечення оримання сигналу ЕКГ вільного від сплесків без зміни частотного розподілу вихідних сигналів Оскільки фільтр заснований на цілісному коефіцієнті

фільтрувальної техніки, час розрахунку відносно низький і зусилля для імплементації дуже низькі [38].

Pei SCTseng і співавт. описують використання зрізного фільтра для усунення перешкод в лінії електропередачі у процесі запису від ЕКГ-сигналу. Продуктивність зрізного фільтра із придушенням перехідних процесів краща, ніж у звичайного зрізного фільтра для однакових початкових умов [39]. В рамках даної роботи було досліджено можливість використання FIR фільтра з вікном Блекмана для аналогічних цілей. Отримані результати свідчать про доцільність цього.

Yunfeng Wu і співавт. у своїй роботі представили двохстадійний рухомий фільтр – гребінчаста фільтрація завад від лінії електропередач і зрізний фільтр з нескінченною імпульсною характеристикою, додатковий генератор білого шуму для тестування продуктивності системи з точки зору співвідношення сигнал / шум та UNAR, яка використовується для оцінки шуму яка віднімається від забрудненого ЕКГ сигналу. У цій роботі показано, що модель UNAR є кращою, ніж фільтр найменших середніх квадратів. Це забезпечує краще співвідношення сигнал / шум [40].

A kam , A cohen працювали над фільтрацією адаптивним фільтром IIR. Адаптивна фільтрація IIR відрізняється від звичайної ФІР-фільтр. Це називається фільтром ARMA. Перевага цього фільтра полягає в тому, що це може бути краще описати перетворення, тому що він приймає і полюс, і нуль. Адаптивний фільтр ARMA може бути реалізований як поперечний фільтр, а також як решітчастий ARMA фільтр [41].

В нашому випадку сигнали ЕКГ оброблювались на в реальному часі – під час збору датасетів записувались біосигнали що оброблювались через деякий час після цього. Водночас, завдяки гарній постановці експерименту та характеристикам датчика дрейф ізоляції не був дуже сильним. Таким чином, нам був необхідний легкий в імплементації фільтр, що забезпечував

би досить високу якість усунення дрейфу ізоляції та високочастотних шумів. Обчислювальна складність та тривалість роботи алгоритму були практично не важливими. Саме через це нами був обраний FIR фільтр. Для вибору найбільш правильних параметрів фільтру було вирішено розглянути роботи науковців, що працювали зі схожими задачами. В результаті цього було вирішено використати вікно Блекмана зі зрізом у вікні $[0.67, 40]$. Відповідно до [42] так конфігурація фільтру дозволяє дуже ефективно боротися з високочастотними шумами. Це твердження було перевірено на практиці та результати свідчать про його вірність.

2.2 Дослідження алгоритмів обробки біосигналів

Для роботи з біометричними сигналами можуть використовуватись різні алгоритми машинного навчання: прості лінійні класифікатори як логістична регресія, наївний байєс, опорні машини векторів та більш складні нелінійні моделі як дерева рішень, їх ансамблі, нейронні мережі. Основна проблема цих методів полягає в тому, що вони складно адаптуються до роботи із сирим сигналом з пристрою, особливо якщо сигнал є довгим та з високою частотою дискретизації. До того ж, вище перераховані методи машинного навчання працюють з добре підготованими ознаками, як от статистичні ознаки, специфічні ознаки з часових рядів, ознаки з конкретної предметної області (біосигнали у нашому випадку). Для роботи з сирим сигналом ми будемо використовувати глибинні нейронні мережі, які довели свою ефективність у роботі з двомірними сигналами, тобто, зображеннями.

Глибинні нейронні мережі поділяються на три основні типи архітектур: повнозв'язні нейронні мережі, згорткові нейронні мережі та рекурентні

нейронні мережі. Повнозв'язні нейронні мережі працюють з вхідними даними як з єдиним цілим і тому не враховують темпоральні особливості та залежності у сигналі. Згорткові нейронні мережі використовують оператор згортки для того, щоб знаходити локальні особливості у сигналі і розмір цих особливостей може контролюватись через ядро згортки. Рекурентні нейронні мережі враховують структуру сигналу через рекурентну подачу вхідного сигналу крок за кроком, вивчаючи прихований стан сигналу, як у прихованих марківських ланцюгах або у фільтрі Калмана. ЕКГ - сигнал з повторювальним патерном (чітко можна виділити структури як QRS комплекс, Р, Т та інші ключові точки), тому логічно використовувати згорткові нейронні мережі, де через оператор згортки можна виділяти ці структури або рекурентні нейронні мережі через їх гарну пристосованість до роботи з рядами чисел. Розглянемо більш детально рекурентні та згорткові нейронні мережі.

2.2.1 Рекурентні нейронні мережі

Рекурентна нейронна мережа (RNN) - це клас штучної нейронної мережі, де зв'язки між одиницями утворюють спрямований граф по послідовності. Це дозволяє цьому типу мереж виявляти динамічну тимчасову поведінку для часової послідовності. На відміну від опорних нейронних мереж, RNN можуть використовувати свій внутрішній стан (пам'ять) для обробки послідовностей входів. Це робить їх придатними для виконання таких завдань, як розпізнавання рукописного вводу та розпізнавання мови [43].

Термін "рекурентна нейронна мережа" використовується для позначення двох широких класів мереж із подібною загальною структурою, а саме зі скінченною та нескінченною імпульсною характеристикою. Обидва класи мереж демонструють динамічну поведінку. Конечно-імпульсна Рекурентна мережа зі скінченною імпульсною характеристикою - це спрямований ациклічний граф, який можна розкрити та замінити строго послідовною нейронною мережею, тоді як нескінченна рекурентна мережа імпульсів - це спрямований циклічний граф, який неможливо розкрити [44].

LSTM

Мережі з довго та короткочасовою пам'яттю були винайдені Hochreiter і Schmidhuber в 1997 році і встановили рекорди з точності у вирішенні низки задач із різних областей застосування [45] (Рисунок 2.3).

Близько 2007 року LSTM розпочали революцію у вирішенні задач розпізнавання мови, перевершуючи традиційні моделі у вирішенні деяких із задач цієї предметної області. У 2009 році мережа LSTM, що навчалася за методом CTC (англ. Connectionist temporal classification), була першою RNN, яка виграла змагання з розпізнавання образів. Вона перемогла у кількох змаганнях із розпізнавання рукописного вводу [46]. У 2014 році китайський пошуковий гігант Baidu використовував RNN із CTC-навчанням для проходження бенчмарку Switchboard Hub5'00 розпізнавання мови без використання традиційних методів обробки мови.

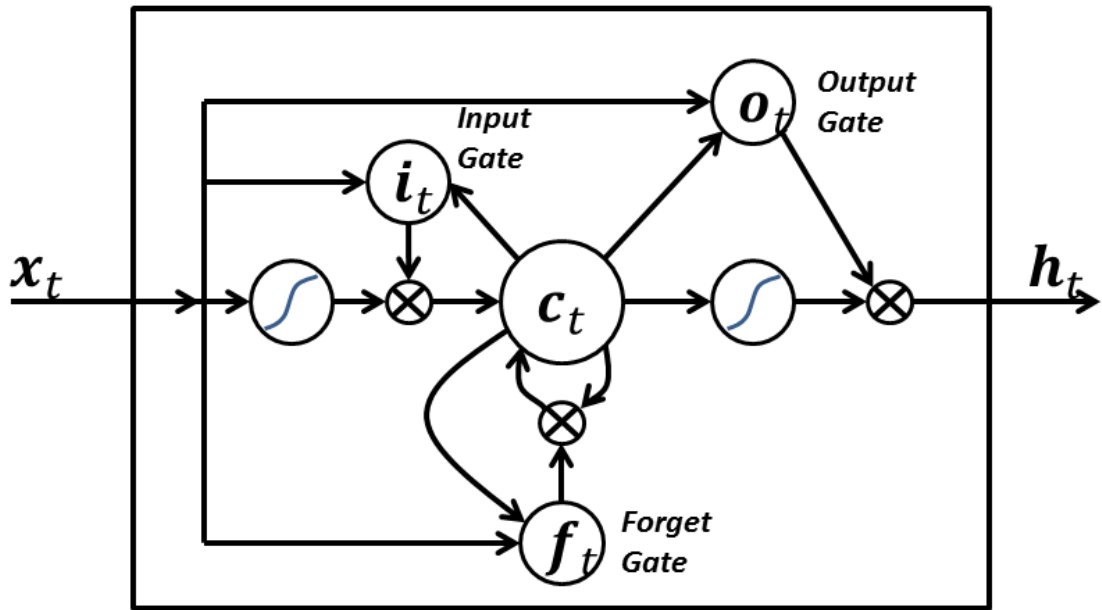


Рисунок 2.3 – Простий блок LSTM

LSTM також покращили точності вирішення задачі розпізнавання мови з великим об'ємом лексики [43] та синтезу текстового мовлення і були використані в мобільній операційній системі Android від Google [46]. У 2015 році розпізнавання мовлення Google, як повідомляється, зазнало потужного стрибка у якості, що склав 49%. Цього вдалось досягти за рахунок використання LSTM із CTC-навчанням, яка використовувалася голосовим пошуком Google.

LSTM побив рекорди у задачі машинного перекладу, моделювання мов та багатомовної обробки мов [47]. LSTM в поєднанні зі згортковими нейронними мережами (англ. convolutional neural networks - CNNs), про які буде детальніше розказано далі, покращив автоматичне підписування зображень.

Повністю рекурентні

Базові рекурентні нейронні мережі - це мережі нейроноподібних вузлів, кожен з яких має спрямований (односторонній) зв'язок з кожним іншим вузлом. Кожен вузол (нейрон) має змінне з часом значення активації. Кожен зв'язок (синапс) має змінну вагу. Вузли можуть бути вхідними (отримання даних ззовні мережі), вихідні (надають результати) або прихованими (які змінюють дані на маршруті від введення до виводу) [44].

Для навчання з учителем в режимі дискретного часу, послідовності реальних вхідних векторів надходять на вхідні вузли, один вектор за один раз. На будь-якому етапі часу кожен невхідний блок обчислює поточну активацію (результат) як нелінійну функцію зваженої суми активації всіх підключених до нього одиниць. Керуючі цільові активації можуть бути надані для деяких вихідних одиниць на певних етапах часу. Наприклад, якщо вхідна послідовність - це мовний сигнал, що відповідає розмовній цифрі, кінцева вихідна ціль на кінці послідовності може бути міткою, що класифікує цифру [44].

При навчанні з підсиленням цільові сигнали не надаються. Замість цього функція пристосованості або функція винагород використовується для оцінки продуктивності RNN. Це може бути використано для гри, в якій прогрес вимірюється через кількість виграних очок.

Для кожної послідовності помилка є сумою відхилень усіх цільових сигналів від відповідних активацій, обчислюваних мережею. Для тренувального набору численних послідовностей загальна погрішність - це сума помилок усіх окремих послідовностей [44].

2.2.2 Згорткові нейронні мережі

Згорткові нейронні мережі (CNN, або ConvNet) - це клас глибинних штучних нейронних мереж, із прямим поширенням. Вони успішно застосовується у багатьох додатках, насамперед для аналізу візуальних образів [48].

Згорткові нейронні мережі використовують варіацію багатoshарових перцептронів, призначених для роботи з мінімальною попередньою обробкою. Вони також відомі як інваріантні відносно зсуву або просторово інваріантні штучні нейронні мережі (англ.. space invariant artificial neural networks - SIANN), виходячи з їхньої архітектури спільних ваг та характеристик інваріантності відносно паралельного перенесення [49].

Конволюційні мережі були натхненні біологічними процесами [50]. Схема зв'язків між нейронами нагадує організацію зорової кори тварин. Індивідуальні кортикальні нейрони реагують на подразники лише в обмеженій області зорового поля, що відома як рецептивне поле. Рецептивні поля різних нейронів частково перекриваються таким чином, що вони охоплюють все візуальне поле.

Згорткові нейронні мережі використовують порівняно невелику попередню обробку в порівнянні з, наприклад, іншими алгоритмами класифікації зображень. Це означає, що мережа вивчає фільтри, які при роботі з традиційними алгоритмами зазвичай бувають розроблені вручну. Ця незалежність від попередніх знань і зусиль людини є головною перевагою загорткових нейронних мереж [48].

Згорткові нейронні мережі складаються з вхідного і вихідного шарів, а також з декількох прихованих шарів. Приховані шари цих мереж, як правило, складаються зі згорткових шарів, агрегувальних шарів, повноз'єднаних шарів та шарів нормалізації.

Цей процес описують в нейронних мережах як згортку за домовленістю. З математичної точки зору він є радше взаємною кореляцією, ніж згорткою. Це має значення лише для індексів у матриці, й відтак які ваги на якому індексі розташовуються [51].

Згорткові шари

Згорткові шари застосовують операцію згортки до входу, передаючи результат до наступного шару. Згортка наслідуює реакцію індивідуального нейрона на візуальні подразники. Кожен звивистий нейрон обробляє дані лише за його сприйнятковим полем (Рисунок 2.4).

Незважаючи на те, що повнозв'язні послідовності нейронних мереж можуть використовуватися для вивчення функцій, а також для класифікації даних, непрактично застосовувати цю архітектуру до зображень. Дуже велика кількість нейронів буде необхідною, навіть в не глибокій архітектурі. Через дуже великі розміри вхідних даних, що характерні зображенням, де кожен піксель є фактично окремою змінною. Наприклад, повністю пов'язаний шар для дуже малого за сучасними мірками зображення розміром 100×100 має 10000 ваг для кожного нейрона у другому шарі. Операція згортки дає змогу вирішити цю проблему, оскільки вона зменшує кількість вільних параметрів, що дозволяє поглиблювати мережу з меншою кількістю параметрів. Наприклад, незалежно від розміру зображення, регіони нарізки

розміром 5×5 , кожен із тими самими загальними вагами, вимагають лише 25 параметрів що треба вивчати. Таким чином, він вирішує проблему «згасання» або «вибуху» градієнтів, що характерні навчанню традиційних багатошарових нейронних мереж з багатьма рівнями, при використанні зворотне поширення помилки.

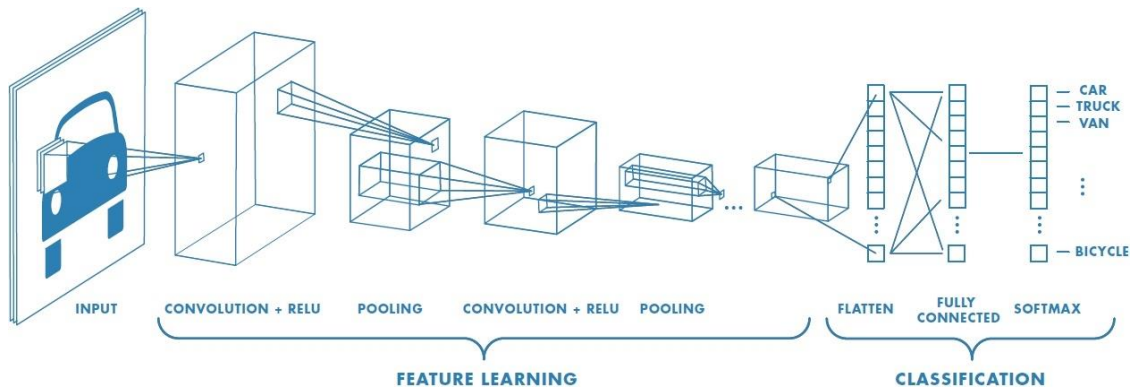


Рисунок 2.4 – Типова структура загорткової нейронної мережі

Нехай l – згортковий шар. Тоді на вхід шару l йде, $m_1^{(l-1)}$ мап ознак з попереднього слою, кожна розміру $m_2^{(l-1)} * m_3^{(l-1)}$. У випадку, коли $l = 1$, на вхід йде зображення I що складається з одного, або більше каналів. Таким чином, згорткова нейронна мережа може приймати сирі зображення як вхідні дані. На виході з згорткового шару отримується мапи ознак розміру $m_2^{(l)} * m_3^{(l)}$. i – а мапа ознак у згортковому слої l , $Y_i^{(l)}$ визначається наступним чином (Формула 2.1):

$$Y_i^{(l)} = B_i^{(l)} + \sum_{j=1}^{m_1^{(l-1)}} K_{i,j}^{(l)} * Y_j^{(l-1)}, \quad (2.1)$$

де, $B_i^{(l)}$ – матриця зміщення, $K_i^{(l)}$ – фільтр розміру $2 * h_1^{(l)} \times 2 * h_2^{(l)}$, що з'єднує j -ту матрицю ознак з попереднього слоя, з j -ю матрицею ознак поточного слоя.

Max pooling шари

Конволюційні мережі можуть включати локальні або глобальні об'єднання пулів, які поєднують виходи кластерів нейронів на одному шарі в єдиний нейрон у наступному шарі. Наприклад, max pooling використовує максимальне значення для кожного з кластерів нейронів на попередньому шарі. Іншим прикладом є середнє накопичення, яке використовує середнє значення для кожного з кластерів нейронів на попередньому шарі.

Максимальне об'єднання даних - це процес дискретизації на основі вибірки. Мета полягає в тому, щоб зменшити вибірку вхідного представлення (вихідна матриця зображень, прихованих шарів тощо), зменшити її розмірність та дозволити зробити припущення щодо функцій, що містяться в субрегіонах.

Це зроблено частково, щоб допомогти надати репрезентації більш абстрактну форму. Однак окрім цього, це зменшує обчислювальні витрати, зменшуючи кількість параметрів для навчання та забезпечуючи основну інваріантність переходу до внутрішнього представлення.

Максимальне об'єднання здійснюється шляхом застосування максимального фільтра до (зазвичай) неперетинаючих субрегіонів початкового подання.

Скажімо, у нас є матриця 4x4, що представляє наш вихідний ввід. Припустимо, що у нас є фільтр 2x2, який ми будемо використовувати над

нашим входом. Нехай нашим кроком буде 2 (тобто (dx, dy)) для переходу на наш вхід буде $(2, 2)$) і не буде відбуватися перекривання регіонів.

Для кожного з регіонів, представлених фільтром, ми візьмемо максимум цього регіону і створимо нову вихідну матрицю, де кожен елемент є максимальним регіоном у вихідному вході.

Повнозв'язні шари

Повнозв'язні шари з'єднують кожен нейрон у одному шарі з кожним нейроном в іншому шарі. Вона принципово така ж, як традиційна багатошарова персептронна нейронна мережа (MLP).

Після кількох проходжень згорткових шарів, та ущільнення, за допомогою шарів max pooling, система перебудовується від конкретної сітки пікселів з високою роздільною здатністю до більш абстрактних мап ознак, як правило на кожному наступному шарі збільшується число каналів і зменшується розмірність зображення в кожному каналі. Зрештою залишається великий набір каналів, що зберігають невелику кількість даних (навіть один параметр), які інтерпретуються як абстрактні поняття, виявлені з вихідного зображення. Ці дані об'єднуються і передаються на звичайну повнозв'язну нейронну мережу, яка теж може складатися з декількох шарів. При цьому повнозв'язні шари вже втрачають просторову структуру пікселів і мають порівняно невелику розмірність (по відношенню до кількості пікселів вихідного зображення).

Нехай l – згортковий шар. Тоді на вхід шару l йде, $m_1^{(l-1)}$ мап ознак з попереднього слою, кожна розміру $m_2^{(l-1)} * m_3^{(l-1)}$. i -й параметр рахується наступним чином (Формули 2.2 – 2.3):

$$z_i^{(l)} = B_i^{(l)} + \sum_{j=1}^{m_1^{(l-1)}} \sum_{r=1}^{m_2^{(l-1)}} \sum_{s=1}^{m_3^{(l-1)}} w_{i,j,r,s}^{(l)} (Y_j^{(l-1)}), \quad (2.2)$$

$$y_i^{(l)} = f(z_i^{(l)}), \quad (2.3)$$

де, $w_{i,j,r,s}^{(l)}$ – позначає вагу, що поєднує елемент у позиції (r,s) у j -й мапі ознак слою $(l-1)$ у i -й позиції у шарі l .

Dropout шари

Функція відключення - це техніка, яка застосовується для вирішення проблеми оверфітінга. Вона запобігає перенавчанню і дає спосіб приблизно об'єднати експоненціально багато різних шарів нейронних мереж. Термін "відсів" означає випадуючі одиниці (приховані та видимі) в нейронній мережі. Під виключенням ми маємо на увазі тимчасове видалення з мережі разом з усіма його входними та вихідними зв'язками. Вибір об'єктів, які потрібно знищити, є випадковим. У найпростішому випадку кожен об'єкт зберігається з фіксованою ймовірністю p , незалежною від інших об'єктів, де p можна вибрати, використовуючи перевірку або просто можна встановити як 0,5. Проте для входних шарів оптимальна ймовірність збереження, як правило, ближче до 1, ніж до 0,5.

2.2.3 Порівняльний аналіз різних видів глибоких нейронних мереж в контексті поставленої задачі

Відповідно до опрацьованої інформації обидва розглянуті види глибоких нейронних мереж можуть бути ефективно застосовані для вирішення задач аналізу біомедичних сигналів. Однак згорткові нейронні мережі мають низку переваг над рекурентними в контексті поставленої задачі.

Важливою перевагою згорткових нейронних мереж над рекурентними в даній задачі є відносна незалежність їх точності від довжини сигналу. Рекурентні нейронні мережі рахують прихований стан в кожен момент часу. Наразі найбільш звичною частотою дискретизації для біомедичних сигналів є 500 Гц, тобто 500 точок сигналу в секунду. Таким чином навіть за тривалості сигналу в 30 секунд, для обробки одного запису потрібно було б підрахувати величезну кількість прихованих станів. Оскільки кожен наступний стан залежить від попереднього, то під час навчання такої мережі майже гарантовано виникнуть проблеми “затухаючого градієнту” або “вибухаючого градієнту”. Згорткові нейронні мережі, в свою чергу, будуть використовувати один і той самий набір фільтрів по всій довжині сигналу, що не буде проблемою під час навчання.

Наразі згорткові нейронні мережі активно застосовуються передовими науковцями для вирішення задач аналізу як біомедичних сигналів, так і часових рядів іншої природи. Зазвичай їх використовують для роботи з часовими рядами великої довжини. Ще однією перевагою є їх можливість вивчати фіксований набір патернів що можуть використовуватись для переносу знань (transfer learning) для того, щоб використовувати ваги з нейронної мережі, що була навчена на одній задачі в інших задачах.

Найкращим в контексті поставленої задачі прикладом використання згорткових нейронних мереж є дуже відоме дослідження команди науковців зі Стендфордського Університету, що розташований у Каліфорнії, США [52]. Вони довели ефективність використання загорткових нейронних мереж при роботі з ЕКГ для вирішення задачі визначення різних видів Аритмій (Рисунок 2.5).

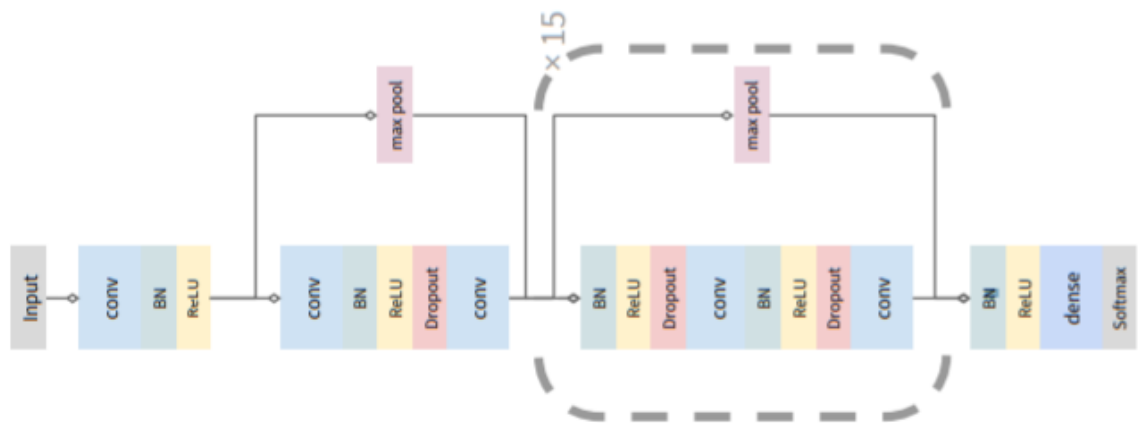


Рисунок 2.5 – Архітектура мережі, створеної науковцями зі Стендфордського Університету [52]

Команда створила алгоритм, що може визначати 14 видів аритмій за ЕКГ з точністю лікаря кардіолога. Алгоритм базується на тридцятичотирьохшаровій згортковій нейронній мережі та навчений на 64121 записі ЕКГ, отриманий з 29163 пацієнтів.

2.3 Критерії якості роботи системи

Метою даної роботи є побудова системи для точного та неупередженого визначення емоційних станів за електрокардіографічним сигналом людини. Ця система має бізнес задачу, що полягає в точному визначенні емоційних станів людей що не буде залежати від суб'єктивності оцінки власного стану людьми. Також вона має бути зручною та не дорогою у використанні.

Наразі основним методом визначення емоційних станів людей є використання опитувань, однак зазвичай його результати сильно залежать від суб'єктивної оцінки людиною свого стану. Правильно проведена оцінка стану людини потребує досить багато часу та участі кваліфікованих спеціалістів. Таким чином, створення системи для автоматичного визначення емоційних станів людини було б дуже доцільним. Основними сферами застосування такої системи можуть стати застосування для автоматизованої оцінки реакції фокус груп на товари та застосування для зменшення навантаження на лікарів під час психічної реабілітації за рахунок часткової автоматизації процесу.

Тестування такої системи може виконуватись декількома методами:

1. Найбільш простим шляхом є порівняння результатів роботи системи із результатми оцінювання людьми свого стану. Для цього можна використовувати спеціальні опитування. Однак цей метод оцінки є дуже суб'єктивним і суперечить цілі дослідження – створенню системи для об'єктивної оцінки емоційного стану.
2. Іншим шляхом є запис емоційних реакцій на емоційний вплив, що є добре задокументованим. Цей метод може бути

реалізованим за рахунок використання того ж методу емоційного впливу, що застосовувався для навчання системи та замір відповідних кардіограм.

Більш доцільним є використання другого методу. У цьому випадку необхідно заміряти ЕКГ у людей під час емоційного впливу аналогічно до методу заміру під час створення даних, використати створений додаток для класифікації та порівняти результати. Точність у такому випадку можна підраховувати різними методами, що використовуються в аналізі даних. Розглянемо методи, що можна використати.

Показник Precision означає частку записів що справді відносяться до класу з усіх записів, що було віднесено до цього класу. Показник Recall означає частку записів що було віднесено до деякого класу з усіх записів цього класу (Рисунок 2.6).

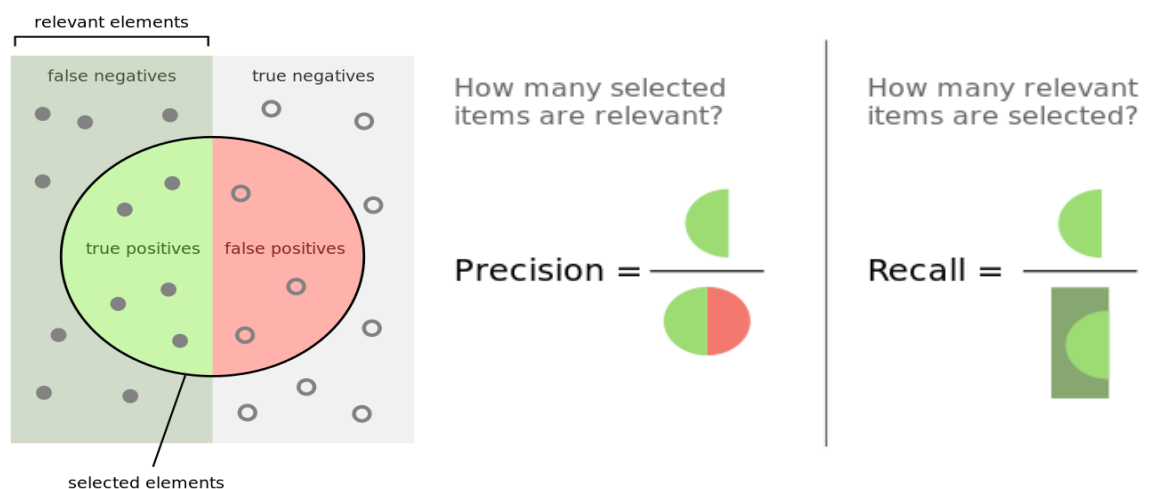


Рисунок 2.6 – Візуалізація змісту показників Precision та Recall [53]

Показник F1-score враховує значення Precision та Recall для побудови агрегованого показника (Формула 2.4):

$$F_1 = \frac{2}{\frac{1}{recall} + \frac{1}{precision}} = 2 \cdot \frac{precision \cdot recall}{precision + recall}, \quad (2.4)$$

де усі показники відповідають поясненню, вказаному раніше.

Висновки до розділу

Було виконано огляд найпопулярніших методів аналізу даних для роботи з часовими рядами в контексті поставленої задачі. Було розглянуто різноманітні методи усунення дрейфу ізоелектричної лінії на сигналі. Було обрано FIR фільтр з вікном Блекмана та зрізом у вікні $[0.67, 40]$. Також було розглянуто рекурентні та згорткові глибинні нейронні мережі. Було прийнято рішення про доцільність використання згорткової нейронної мережі. Також було сформовано критерії якості системи.

РОЗДІЛ 3 АРХІТЕКТУРА СИСТЕМИ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ЕМОЦІЙНИХ СТАНІВ ЗА ЕКГ

3.1 Дизайн експерименту для отримання даних та його проведення

В рамках даного проекту була обрана модель емоційних станів, що передбачає існування чотирьох базових емоцій – страх, злість, радість та смуток. Основною причиною для вибору даної моделі була простота роботи з нею. У цьому випадку необхідно було обрати лише 4 стимули прийнятної природи – по одному для кожної базової емоції. Таким чином люди з тестової групи проведення експерименту будуть знаходитися під впливом обраних стимулів і в цей час буде проведено запис їх ЕКГ сигналу. Завдяки використанню 4 базових емоцій значно спрощується процес валідації датасету загальної роботи з даними.

В рамках дизайну експерименту необхідно було визначити наступні складові:

- тип стимулів для виклику емоційних реакцій
- тривалість впливу кожного стимулу
- метод запису ЕКГ сигналу як реакції на стимул
- момент запису ЕКГ сигналу та тривалість цього запису
- склад та розмір тестової групи

3.1.1 Тип стимулів для виклику емоційних реакцій

Першим важливим питанням що було розглянуто на стадії підготовки експерименту був вибір стимулів для виклику емоційних реакцій.

Найпопулярнішими стимулами є зображення, відеозаписи, звуки та емпатійні зображення облич людей. Емпатійні зображення містять зображення облич людей, що переживають деяку емоцію. Вони спрямовані на те, щоб викликати у спостерігача реакцію аналогічну емоційному стану людини на зображенні. Однак їх використання пов'язане з великим суб'єктивізмом реакції людей, в тому числі через її залежність від емпатійних здібностей досліджуваного. Через це було вирішено відмовитись від такого методу стимулювання.

Дуже цікавим є метод використання відео зображень, зазвичай фрагментів фільмів для виклику емоційних реакцій. Він дуже часто використовується у подібних експериментах, том можливість його використання буд детально розглянута та проаналізована. В результаті було прийнято рішення про те, що попри усі переваги цього методу, його імплементація потребує дуже значної кількості людських та матеріальних ресурсів, в тому числі за рахунок того, що необхідна велика кількість часу для кожної досліджуваної людини. Через це було прийнято рішення відмовитись від цього методу.

Найбільш науково валідованим є метод використання афективних зображень різноманітних об'єктів для виклику емоційних реакцій. Найпопулярнішим набором зображень для цього методу є база IAPS, що була детально описана у першому розділі. Однак на заваді використання цього методу стають дві дуже важливі перешкоди. По-перше, більшість фотографій з цього дата сету містять не цілком прийнятний контент, тому набір групи людей дл дослідження став би дуже важким. По-друге, отримання та використання цих даних пов'язано з великою кількість регуляторних аспектів. І найважливіше, по-третє, зображення як стимули викликають достить сильну емоційну реакцію, однак ця реакція зазвичай є короткотривалою. Через це подібні методи дуже зручно використовувати для

визначення емоційних станів, наприклад, за електроенцефалограмою. Реакція ЕКГ на емоційний вплив буде значно повільнішою і тому в рамках експерименту необхідно буде ввести людину в повноцінний емоційний стан. Для цього можна було б використовувати серію з емоційно схожих зображень, однак складання такої серії зображень потребує великих зусиль та експертності в тематиці і тому є неприйнятним в даному дослідженні.

Саме тому для експерименту було обрано останній метод виклику емоційної реакції – звуковий. Цей метод дозволяє використовувати практично будь-які фокус групи для вимірювань, адже не містить суб'єктивізації сприйняття та неприйнятних факторів. Окрім цього він досить гнучкий у постановці та не потребує спеціального обладнання для проведення експерименту. В якості звукових файлів нами було обрано дата сет, створений українськими науковцями зі спільноти екстрального аналізу.

3.1.2 Тривалість впливу кожного стимулу

На попередньому етапі було обрано стимул для виклику емоційних реакцій – а саме було обрано звуковий стимул. На практиці для емоційного впливу використовують звукові стимули різного типу. Досить популярним є використання звуків або музичних композицій специфічної направленості. Часто вплив таких звукових файлів є дуже сильним і при цьому він не є свідомим для людини, на яку здійснюється вплив. В якості звукових файлів нами було обрано датасет, створений українськими науковцями зі спільноти екстрального аналізу. Він має вказану вище особливість – звуки викликають емоційну реакцію і при цьому не викликають свідому реакцію людини.

Задля отримання повноцінного входження людини в емоційний стан потрібен час. Відповідно до коментарів авторів методу, в залежності від індивідуальних особливостей для цього потрібно від однієї до двох хвилин безпосереднього звукового впливу. Таким чином нами було вирішено проводити вплив протягом 3 хвилин. У цьому випадку для кожної людини з тестової групи ми отримаємо одну хвилину запису ЕКГ за досягнутого емоційного стану – третю хвилину запису.

Після емоційного впливу для повернення людини в базовий стан було вирішено запускати звуковий файл – нейтралізатор.

3.1.3 Метод запису ЕКГ сигналу як реакції на стимул

Задля запису електрокардіограм у медичній практиці використовується дуже велика кількість різноманітних електрокардіографічних пристроїв (Рисунок 3.1). Умовно більшість з них можна поділити на три групи:

- стаціонарні кардіографи з великою кількістю відведень
- носимі кардіографи для тривалого моніторингу
- портативні кардіографи для вимірювання «на вимогу»

Велика кількість відведень є дуже важливою для стаціонарних кардіографів адже вона фактично дозволяє «подивитися» на серце з різних сторін – тобто отримати дані про стан різних части серця, наприклад його задньої стінки. Стаціонарне розташування кардіографа робить запис великої кількості відведень досить легкою. Для подібного запису необхідна участь кваліфікованого медпрацівника, тому його здійснення за межами медичних закладів є досить важким.

Зазвичай стаціонарні кардіографи використовуються для короткотривалих записів, зазвичай – до хвилини. Проблема полягає в тому, що деякі серцеві розлади проявляються не протягом усього дня, а лише в деякі моменти. Таким чином для їх виявлення необхіден тривалий неперервний моніторинг. Саме для цього було розроблено носимі кардіографи для тривалого моніторингу – так звані апарати для Холтерівського моніторингу або Холтери. Вони зазвичай дозволяють проводити безперервний моніторинг протягом декількох діб. При цьому вони мають меншу кількість відведень ніж стаціонарні кардіографи. Для ініціалізації запису цими пристроями також потрібна участь кваліфікованого медпрацівника а його носіння пов'язане з незручностями.

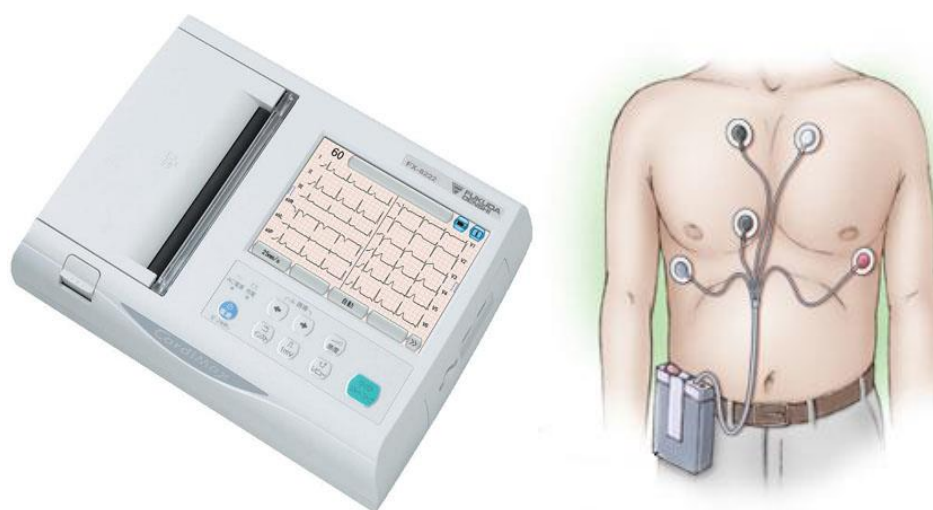


Рисунок 3.1 – Різні види медичних кардіографів – стаціонарний та носимий.

Через вищезазначені особливості використання перших двох типів кардіографів є недоцільним, їх перевагою є якість отриманих кардіограм, що є надмірною в контексті поставленої задачі. Водночас необхідність наявності кваліфікованого медпрацівника, складність у вилученні сирих даних, велика вартість пристроїв та незручність процедури значно знижує придатність цих пристроїв. Саме тому в рамках даного експерименту у нагоді стала третя група пристроїв - портативні кардіографи для вимірювання «на вимогу». Такі

кардіографи не потребують присутності лікаря для проведення заміру. Зазвичай вони вимірюють ЕКГ лише за одним відведенням, зазвичай – першим. Вони розроблені здебільшого саме для кардіоскринінгів і тому є дешевими, зручними та загалом якнайкраще підходять для вирішення нашої задачі.

Для даного експерименту було обрано ранній прототип портативного кардіографу MAWI Band, розробленого українськими науковцями (Рисунок 3.2). Він вимірює ЕКГ за першим відведенням з частотою дискретизації 500 Гц. Сирі дані з цього пристрою дуже легко отримати та обробляти і він повністю відповідає потребам експерименту.



Рисунок 3.2 – Портативний кардіограф MAWI.

3.1.4 Момент запису ЕКГ сигналу та тривалість цього запису

Як вже було зазначено раніше, в залежності від індивідуальних особливостей для досягнення людиною емоційного стану при використанні обраного методу впливу потрібно від однієї до двох хвилин безпосереднього звукового впливу. Найбільшу цінність для нас представляє третя хвилина

заміру, адже на ній усі люди з досліджуваної групи перебувають у необхідному емоційному стані.

Однак в процесі планування експерименту було вирішено проводити замір на довшому проміжку часу. Спочатку було вирішено не обмежуватись третьою хвилиною впливу задля того, щоб полегшити організацію експерименту, зменшити вплив на досліджуваних осіб та збільшити об'єм зібраних даних.

Після цього в процесі поглибленого аналізу стало зрозуміло, що вкрай цінним для дослідження буде отримання максимальної кількості записів як у викликаному емоційному стані, так і у стані відсутності емоційного впливу. Таким чином було вирішено розпочинати замір ЕКГ за хвилину до початку звукового впливу та закінчувати після завершення впливу нейтралізатору.

3.1.5 Склад та розмір тестової групи

Задля отримання достовірних результатів важливо правильно обрати параметри тестової групи. Так, вона не має містити осіб із психічними розладами, а осіб що перебувають під психічним або психологічним навантаженням, мають нестандартні гормональні стани. Таким чином на етапі підготовки експерименту було прийнято рішення відсіяти усіх людей із зазначеними станами. Таким чином було отримано тестову групу, що після відсіювання не валідних зразків складалася з 47 осіб, 28 чоловіків та 19 жінок середнього віку 27.4 роки.

3.2 Аналіз якості проведеного експерименту

Експеримент було проведено відповідно до створеної раніше постановки. Після аналізу заповнених фокус з групою анкет частина записів була усунута. Частина записів була усунута через повну невідповідність анкетних даних заміряних осіб використаному впливу. В подальшій роботі необхідно буде глибоко проаналізувати причини таких відхилень однак мала їх кількість дозволяє продовжувати роботу з отриманими даними. Після цього було проаналізовано кардіограми досліджуваних осіб та усунуто осіб кардіограми яких не підлягали подальшій обробці. Причиною виникнення таких кардіограм було неправильне використання досліджуваними особами пристрою для зчитування ЕКГ. В результаті було створено датасет з кардіограмами 47 людей що перебували у чотирьох емоційних станах та стані спокою тобто стані відсутності емоційного впливу.

На початковому етапі було вирішено провести поверхневий аналіз отриманих кардіограм. Метою цього аналізу було визначити чи впливали використанні стимули на кардіограми людей. Для цього було вирішено зменшити розмірність даних та провести їх кластеризацію (Рисунок 3.3). Результати кластеризації було приголомшливими адже вони свідчили про можливість чіткого поділу кардіограму на кластери за викликаними емоційними станами. Подібні результати свідчили про правильність постановки експерименту та доцільність проведення наступних досліджень з цими даними.

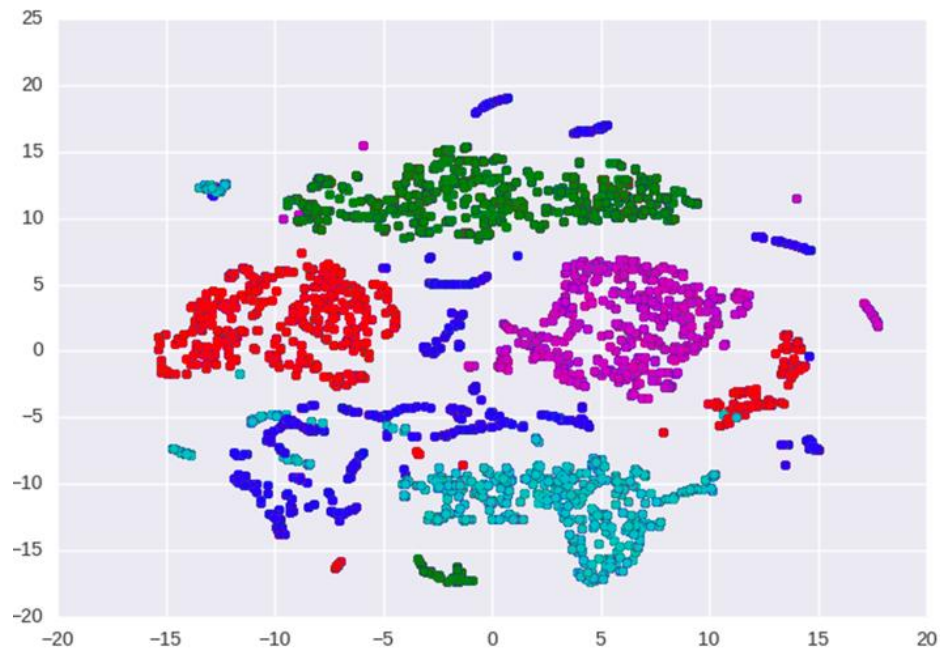


Рисунок 3.3 – Результати Кластеризації.

3.3 Архітектура системи для визначення емоційних станів за ЕКГ

Побудова продукту для визначення емоційних станів за електрокардіограми має складатися з двох принципових частин.

Першою частиною є створення алгоритму для визначення емоційних станів за кардіограмами. Це частина пов'язана з великою кількістю наукових досліджень для вибору та тренування правильної архітектури. В даному експерименті було прийнято рішення про доцільність використання згорткової нейронної мережі, архітектура якої буде детально описана далі. Процес її навчання буде описано у наступному підрозділі.

Окрім цього важливим етапом є створення повноцінного програмного продукту що використовуватиме створено архітектуру. В рамках даної роботи було прийнято рішення про використання архітектури що складається з двох частин. Першою є сервер, на якому проходить процес аналізу даних та визначення емоційних станів. Другою є мобільний додаток що отримує

кардіограму з пристрою за рахунок передачі через Bluetooth, проводить її первинну обробку, надсилає її на сервер, отримує результат аналізу з серверу та показує його користувачу.

3.4 Алгоритм визначення емоційних станів за ЕКГ

ЕКГ - сигнал з повторювальним патерном (чітко можна виділити структури як QRS комплекс, Р, Т та інші ключові точки), тому логічно використовувати згорткові нейронні мережі, де через оператор згортки можна виділяти ці структури. Ми використовуємо модульний підхід до побудови архітектури нейронної мережі (Рисунок 3.4). Основні частини цієї архітектури:

- згортковий шар
- max pooling шар
- повнозв'язний шар
- шар dropout

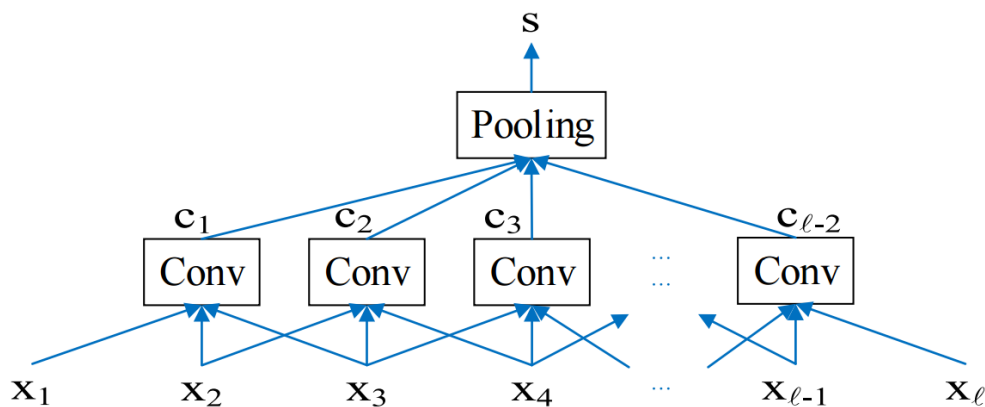


Рисунок 3.4 – Типова модульна архітектура згорткової нейронної мережі

Згорткові шари працюють наступним чином: маючи певний набір ядер згортки, вони виконують операцію згортки вхідного сигналу з кожним із ядер і повертають результати - кожен окремо (Формула 3.1):

$$\begin{aligned}(f * g)[n] &= \sum_{m=-\infty}^{\infty} f[m]g[n-m] \\ &= \sum_{m=-\infty}^{\infty} f[n-m]g[m],\end{aligned}\tag{3.1}$$

де f, g – комплекснозначні функції.

Max pooling виконує роботу субдискретизації сигналу, так як з збільшенням кількості згорток та/або згорткових шарів розмірність вхідних даних на кожен наступний шар стрімко зростає. Max pooling допомагає зменшити всі результати згорток з попереднього шару. Після останнього згорткового і max pooling шару всі результати згортки об'єднуються в один єдиний вектор, який після цього подається на кілька повнозв'язних шарів. Вся архітектура навчається одночасно одним проходом алгоритму backpropagation.

Так як ми маємо задачу класифікації на 4 класи, ми можемо побудувати нейронну мережу “середньої” глибини. Ми викорситовуємо 6 згорткові шари, в перших двох по 16 ядер згортки, в наступних двох по 32 (нас цікавлять глобальні деталі більше ніж локальні), а в останніх 2 - 64 згортки, довжина кожної згортки - 3 точки (з емпіричних результатів використання згорткових нейонних мереж у машинному зорі відомо, що малий розмір згортки є кращим). Після згорткових шарів та шарів max pooling ми склеюємо результати згорток в єдиний вектор, понад яким будуємо три повнозв'язні шари (2048, 1024 і 512 нейронів відповідно), і на кінці softmax

шар з 4 активаціями. Усі шари мають rectified linear unit (ReLU) як функцію активації (Формула 3.2):

$$f(x) = x^+ = \max(0, x), \quad (3.2)$$

де f – функція активації ReLU.

Через дуже велику кількість параметрів у нейронній мережі є небезпека перенавчання - ефекту який виникає, коли алгоритм машинного навчання працює добре лише на даних з тренувального набору, але не справляється з новими даними. Для регуляризації нейронної мережі був використований алгоритм dropout. Його ідея полягає в тому, що багато нейронів під час навчання просто адаптуються до сусідів чи інших нейронів і таким чином не вивчають окремі дискримінативні фічі, а лише копіюють інші нейрони. Це призводить до завчання даних і не генералізації нейронної мережі до нових даних. Dropout випадковим чином з певною імовірністю обертає частину вагів нейромережі в нулі, що допомагає нейронам увесь час вивчати різні ознаки (Рисунок 3.5). Ми використовували цей алгоритм після усіх згорткових та max pooling шарів та першого повнозв'язного шару.

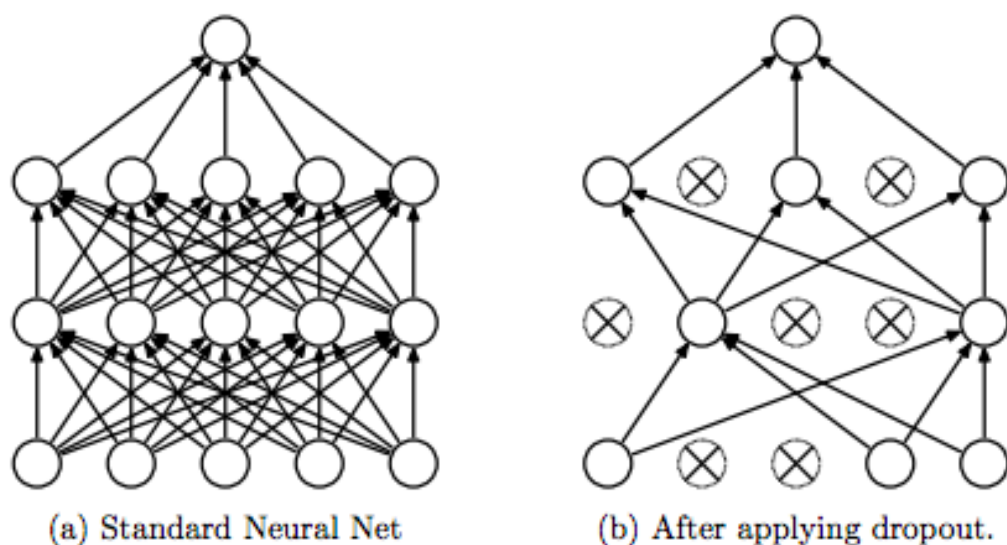


Рисунок 3.5 – Ілюстрація механізму Dropout

3.5 Реалізація модулів системи

3.5.1 Навчання нейронної мережі

Перед навчанням моделі датасет був поділений на три основні частини - тренувальну вибірку (70%), тестувальну вибірку (20%) та валідаційну вибірку (10%), які між собою не перетинаються. Датасет був випадковим чином перемішаний із врахуванням балансу класів у кожній з вищевизначених вибірок. Модель навчалася на тренувальній вибірці і оновлювала свої ваги на основі помилки, порахованій на цій вибірці. Під час навчання результат перевірявся на основі валідаційної вибірці, а остаточна точність рахувалась на тестувальній.

Так як процес навчання зводиться до процесу оптимізації функції помилки відносно до вагів нейронної мережі, варто зазначити деталі цього процесу. Критерій оптимізації - категоріальна крос-ентропія, яка мінімізується для 4 класів відносно параметрів нейронної мережі - ядер згорток у згорткових шарах та вагів повнозв'язних шарів (Формула 3.3):

$$L(\hat{y}, y) = -\frac{1}{N} \sum_i^N [y_i \log \hat{y}_i + (1 - y_i) \log(1 - \hat{y}_i)], \quad (3.3)$$

де i - індекс, що відповідає зразкам, y_i - клас за індексом i а \hat{y}_i - передбачення моделі за зразком.

Зазвичай для навчання нейронних мереж використовуються чисельні методи оптимізації, такі як метод стохастичного градієнтного спуску. Ми використали поліпшений варіант цього алгоритму, який називається Adam.

Основний алгоритм чисельної оптимізації, який використовується у машинному навчанні - це стохастичний градієнтний спуск, який мінімізує цільову функцію помилки, рухаючись у напрямку протилежному градієнту функції у даній точці у просторі параметрів (вагів нейронної мережі). Але цей метод є досить повільним і далеко не завжди ефективно справляється з такими складними участками функцій як сідлові точки та локальні мінімуми.

Існує кілька альтернатив градієнтному спуску, окрім обраного нами Adam:

- Градієнтний спуск з моментумом: до рівняння оновлення параметрів додається γ вектора оновлення минулого етапу до поточного вектора оновлення вагів [54].
- Adadelta: цей метод один із перших, який врахує те, що різні параметри мають оновлюватись з різною швидкістю, наприклад в деяких задачах машинного розуміння мови слова, які зустрічаються рідко, мають оновлюватись з більшим кроком, аніж ті, що зустрічаються часто. На відміну від моментуму, тут враховується не тільки попередній етап, а й зважене середнє певної кількості попередніх етапів [55].

Обраний нами алгоритм Адам по своїй природі дуже схожий на Ададельта, але має більш складні рівняння оновлення параметрів. Рахуються не тільки минулі значення градієнтів, а і їх квадрати (m_t , v_t) (Формула 3.4):

$$\begin{aligned} m_t &= \beta_1 m_{t-1} + (1 - \beta_1) g_t, \\ v_t &= \beta_2 v_{t-1} + (1 - \beta_2) g_t^2, \end{aligned} \tag{3.4}$$

де m_t та v_t – оцінки відповідно першого та другого моментів градієнтів а β_1 та β_2 – деякі обрані параметри.

Які потім коректуються на заздалегідь визначені параметри бета (Формула 3.5):

$$\begin{aligned}\hat{m}_t &= \frac{m_t}{(1-\beta_1^t)}, \\ \hat{v}_t &= \frac{v_t}{(1-\beta_2^t)},\end{aligned}\tag{3.5}$$

де \hat{m}_t та \hat{v}_t – скореговані відносно зміщення моменти.

Оновлення параметрів працює за звичайною схемою (Формула 3.6):

$$\theta_{t+1} = \theta_t - \frac{\eta}{\sqrt{\hat{v}_t} + \epsilon} \hat{m}_t\tag{3.6}$$

де θ – деякий параметр моделі, η – розмір кроку для досягнення локального мінімуму, ϵ малий індекс, ціль якого – запобігти діленню на нуль.

Ми взяли наступні значення параметрів Адаму: 0.9 для β_1 , 0.999 для β_2 , та 10^{-8} . Такий вибір параметрів було зроблено відповідно до досвіду автора роботи та рекомендацій авторів методу [56].

Нейронна мережа навчалась протягом 50 епох, з кроком оптимізації 0.001. В кінці навчання нейронна мережа показала 92% точності класифікації на тестувальній вибірці.

Для реалізації нейронних мереж та їх навчання була використована мова програмування Python та фреймворк Keras. Він має такі переваги:

- дозволяє легко і швидко створювати прототипи (за допомогою зручності, модульності та розширюваності);
- підтримує як згорткові мережі, так і рекурентні мережі, а також комбінації обох;

- працює без проблем на процесорі та графічному процесорі.

3.5.2 Побудова програмного продукту

Як вже було зазначено раніше, для реалізації програмного продукту було обрано клієнт-серверну архітектуру. Основною метою системи є можливість максимально швидкого визначення емоційних станів людини за її електрокардіограмою.

Перше що для цього необхідно – забезпечити можливість легко встановлювати зв'язок з датчиком ЕКГ. Окрім цього задля отримання правильних результатів визначення емоційних станів необхідно щоб пристрій, що використовується, був близьким за архітектурою до того, що використовувався при зборі початкового датасету. Таким чином використання доступного портативного кардіографу виявилось вкрай доцільним. Навіть попри набагато більшу кількість та якість даних з медичних кардіографів їх використання у цьому проекті було б абсолютно не доцільним.

Для обробки даних необхідні досить значні обчислювальні потужності. Окрім цього, портативний кардіограф надсилає дані із використанням технології Bluetooth, тому правильним є рішення про використання для прийому цих даних смартфона. Таким чином існує дві можливості вибору платформи для виконання обчислень: сервер або смартфон.

У першому випадку смартфон буде використовуватись для отримання даних з датчика, надсилання їх до серверу, отримання результатів аналізу та демонстрації їх користувачу. Сервер у свою чергу буде відповідати за

класифікацію – на ньому буде проводитись запуск нейронної мережі для аналізу отриманих даних. Результати будуть надсилатися до смартфона.

У другому випадку весь аналіз даних необхідно розмістити на смартфоні. З одного боку це полегшить розробку, адже не буде необхідності у створенні та підтримці серверної інфраструктури. Однак водночас необхідно буде портувати нейронну мережу на смартфони. Цей процес є дуже важким та його складність зростає ще сильніше при збільшенні кількості мобільних платформ, на яких необхідно вести розробку. Також наразі технології запуску глибинних нейронних мереж є дуже новими та містять велику кількість обмежень. Вони оптимізовані для роботи з зображеннями а не з сигналами.

Враховуючи усе вищевказане було вирішено використовувати архітектуру, описану у першому випадку. Таким чином результуючий продукт являє собою Android-додаток та серверне рішення, і призначений для використання клієнтами системи.

Враховуючи архітектуру, що буде описана далі, для правильної роботи даного мобільного додатку до складу технічних засобів повинні входити:

- смартфон з наступною конфігурацією:
 - процесор з тактовою частотою не нижче 1.5 ГГц;
 - достатній об'єм оперативної пам'яті не менше 1024 Мб;
 - інші складові можуть мати будь-які параметри, тому що вони не значимим чином впливають на роботу програми.
- додатково має бути встановлене таке програмне забезпечення:
 - операційна система Android API level не нижче 19(Kitkat).

Було використано наступні засоби розробки:

- Java – високорівнева мова програмування;
- JDK 1.8 – java-машина для запуску та розробки додатків мовою Java;

- Python – високорівнева мова програмування що підтримує векторизацію;
- PyCharm – IDE для розробки мовою Python;
- XML – мова;
- Android Studio – IDE для розробки під ОС Android. Створена спеціально для роботи з додатками під ОС Android. Фактично є стандартом.

Архітектура програмного забезпечення

Нижче, на рисунку наведено спрощену структурну схему класів програмного забезпечення (рисунок 3.6).



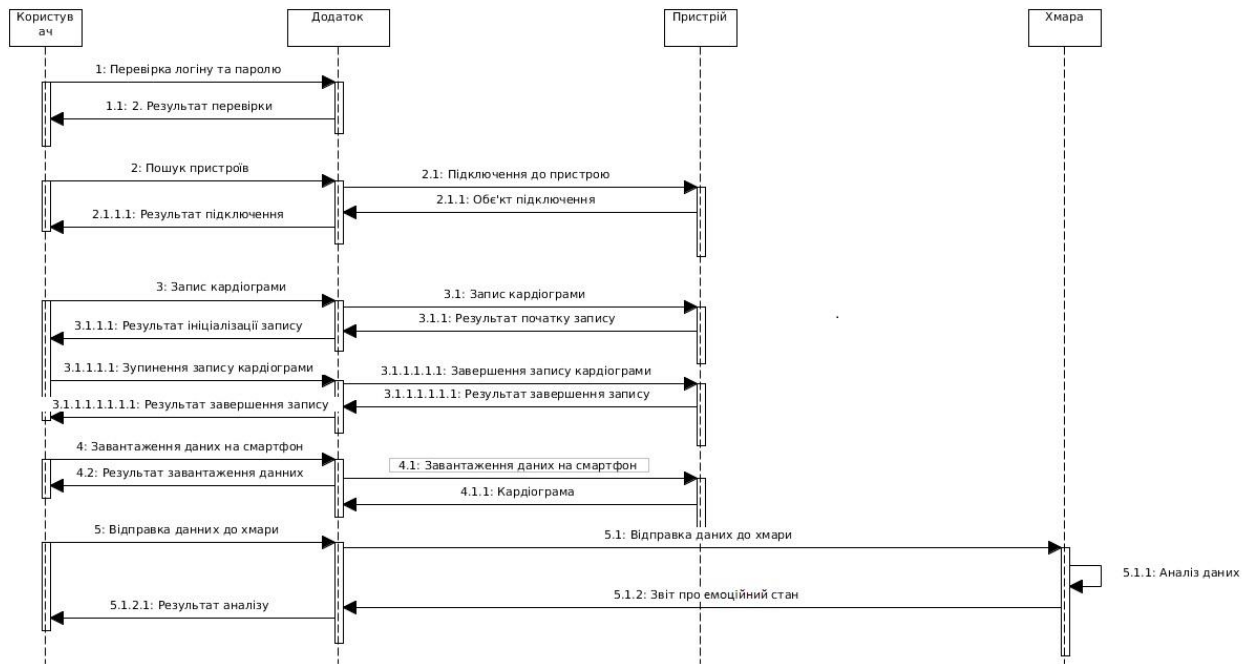


Рисунок 3.7 – Схема структурна діяльності для актора «Клієнт»

Анотація:

- користувач авторизується;
- система перевіряє дані та надає доступ до системи;
- шукає пристрої, які доступні через канал Bluetooth;
- підключається до пристрою;
- починає запис;
- припиняє запис;
- завантажує кардіограму до смартфона;
- завантажує дані до хмари;
- дані аналізуються у хмарному додатку;
- користувач отримує з хмарного додатку результат аналізу.

Так як, додаток має структуру “модель – адаптер - представлення”, далі буде наведено приклади специфікацій функцій класу “Адаптер”. Приклади класу типу “Представлення” не наводяться, через їх надлишковість, та незначущість. Приклади класу типу “Модель” не наводиться, через їх

тривіальність(класи складаються з методів встановлення полів, та методів отримання полів). На рисунку нижче, наведена схема структурна компонентів (рисунок 3.8).

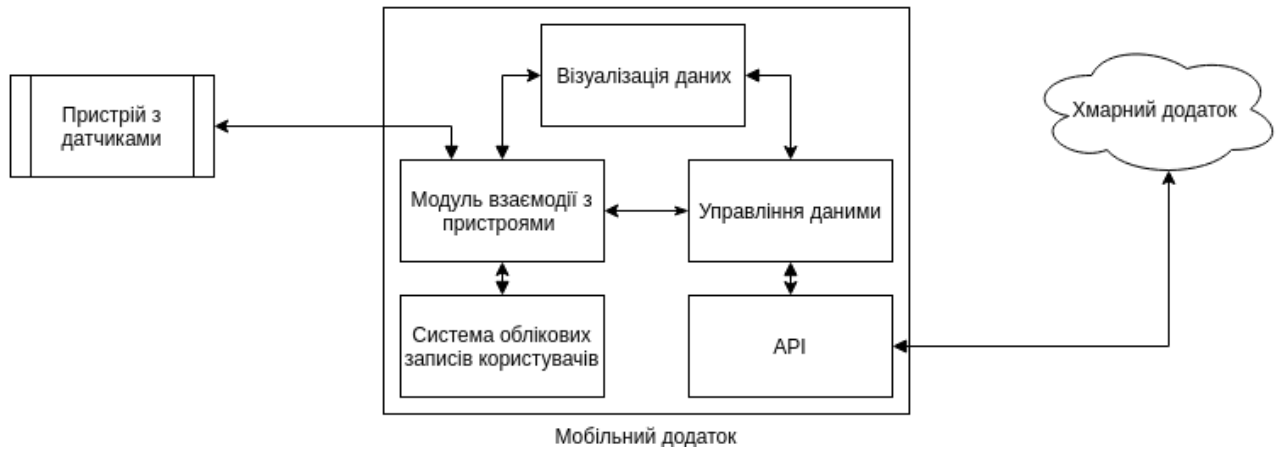


Рисунок 3.8 – Схема структурна компонентів

Схема структурна компонентів, складається з наступних елементів:

- пристрій з датчиками – пристрій, що записує кардіограму;
- хмарний додаток – серверний додаток, що оброблює кардіограму, та надсилає результати аналізу;
- візуалізація даних – модуль мобільного додатку, відповідає за візуалізацію даних;
- модуль взаємодії з пристроями – модуль мобільного додатку, що відповідає за взаємодію з зовнішніми пристроями, що записують кардіограму;
- управління даними – модуль мобільного додатку, що відповідає за редагування та зберігання даних якими оперує додаток;
- система облікових записів користувачів – модуль мобільного додатку, що керує профілями користувачів;
- API – модуль мобільного додатку, що відповідає за взаємодію з хмарним додатком.

Серверна частина системи

Завдяки структурі, що була обрана, функціонал серверної частини фактично зводиться до первинної обробки ЕКГ (фільтрації) та використання згорткової нейронної мережі для обробки даних (рисунок 3.9).



Рисунок 3.9 – Схема обробки даних на сервері

Обгортка описаного алгоритму являє собою RESTful API сервіс написаному на Python, з використанням фреймворку Django REST. В якості сервісу збереження даних використовується MongoDB – через те, що дані, що аналітика, що отримується з ЕКГ, являє не мають жорсткої структури, що ускладнює збереження таких даних у більш традиційних реляційних базах даних. MongoDB дозволяє збереження неструктурованих даних у зручному вигляді.

Висновки до розділу

Створена в рамках даної дипломної роботи система призначена для визначення емоційних станів людини за її електрокардіограмою. Дана система в своїй основі використовує згорткову нейронну мережу для визначення стану людини.

У створенні продукту важливим був етап постановки експерименту для збору даних для навчання. Було вирішено використовувати звукові емоційні

стимули та записувати ЕКГ із використанням портативного кардіографу. Створена система дозволяє отримати оцінку емоційного стану людини за вказаними вхідними даними.

При побудові системи було реалізовано усі етапи алгоритму, реалізація яких передбачена даною роботою. Дана система отримує електрокардіограму та проводить її обробку з метою отримати результат щодо емоційного стану людини. Система дозволяє людині швидко отримати дані про її емоційний стан.

РОЗДІЛ 4 АНАЛІЗ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДАНИХ ТА РОБОТИ СИСТЕМИ

4.1 Аналіз роботи побудованого програмного продукту

Побудований програмний продукт являє собою мобільний додаток для операційної системи Android, що дозволяє проводити замір ЕКГ, надсилає дані про ці заміри до серверу де вони аналізуються з метою отримати дані про емоційні стани людини. Результати аналізу надсилаються до мобільного додатку, де користувач може їх переглянути. Було вирішено об'єднати функціонал із аналізу емоцій з іншими застосунками аналізу ЕКГ, що уже були реалізовані. Завдяки цьому значно підвищується цінність продукту для користувача.

Програмний продукт виконує усі поставлені задачі і працює відповідно до архітектури, описаної в 3.5.2. Він є стійким та протягом етапу тестування не було помічено жодних проблем з якістю його роботи. Розглянемо більш детально екрани мобільного додатку, їх призначення та загальний вигляд.

Робота з додатком розпочинається з процесу створення нового користувача. Для цього особа повинна внести свою електронну пошту, створити унікальний пароль довжиною не менше шести символів, вказати свої ім'я, стать, ріст, вагу, дату народження та особливості способу життя. Уся деталізована інформація потрібна для персоналізації результатів оцінки показників ЕКГ що запускаються паралельно із визначенням емоцій (рисунок 4.1). Після створення нового аккаунту або входу до існуючого аккаунту користувач потрапляє на головний екран додатку. Якщо було виконано вхід до існуючого акаунту, з якого було записано дані у минулому, користувач отримує можливість провести синхронізацію та завантажити ці дані собі на телефон для створення можливості їх подальшого перегляду.

Рисунок 4.1 – Процес створення нового користувача в додатку.

Щоб розпочати замір користувач має натиснути на кнопку у правому нижньому куті екрану. Після цього він побачить інформацію щодо того, як правильно користуватися портативним кардіографом щоб провести замір. Далі він побачить список усіх доступних Bluetooth девайсів та обере з них свій кардіограф. Після цього, він потрапить на екран вибору режиму заміру, де зможе вибрати тривалість заміру (рисунок 4.2).

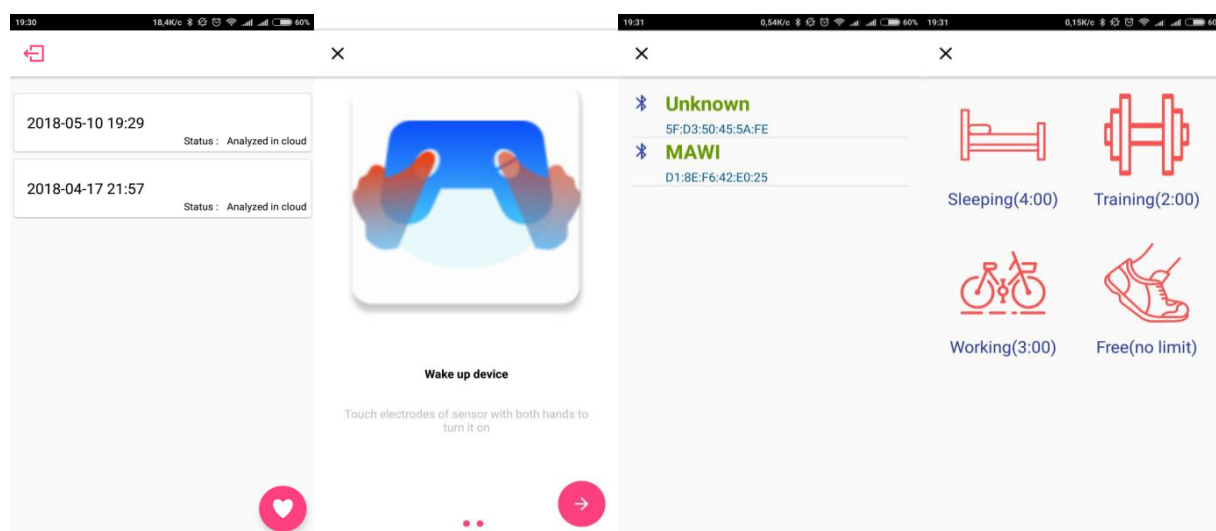


Рисунок 4.2 – Процес початку заміру ЕКГ.

Після початку заміру користувачу пропонується ввести спеціальний тег, що буде збережено разом із записом. Цей тег є дуже зручим при використанні додатку для скринінгів та збору даних сетів, адже він дозволяє легко проводити розмітку даних під час експерименту. Після цього користувач має доторкнутися до електродів кардіографу. Через кілька секунд сигнал ЕКГ стабілізується і користувач натиснувши на кнопку розпочне замір. Забір може бути завершено або з ініціативи користувача, якщо він натисне на відповідну кнопку, або після заповнення таймеру відповідно до режиму заміру. Після завершення заміру дані будуть відправлені на сервер і коли з нього на телефон надійде результат аналізу – користувач зможе натиснути на кнопку щоб перейти до екрану результатів (рисунок 4.3).

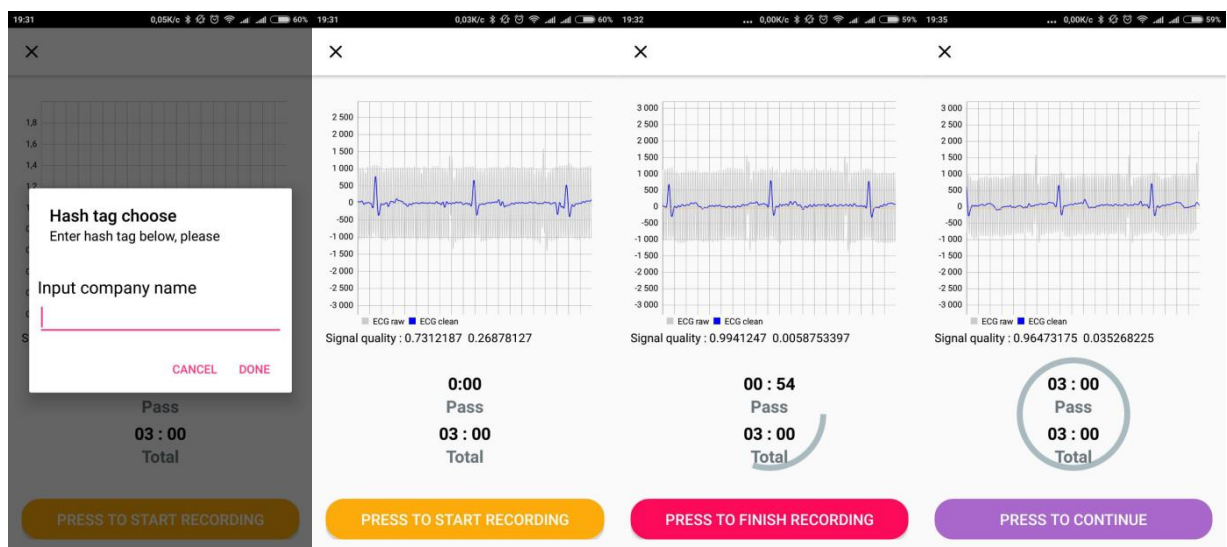


Рисунок 4.3 – Процес замірювання ЕКГ.

Якщо під час заміру підключення до мережі інтернет було відсутнє – замір збережеться у пам'яті телефону і користувач матиме змогу відправити його до серверу для аналізу коли підключення до мережі буде наявне. Після отримання результатів заміру, користувач отримує можливість побачити дані про свій психоемоційний стан, що є одним із інших застосунків аналізу

ЕКГ які вирішено було включити у додаток. Після натискання на кнопку для отримання повного звіту, користувач може побачити інформацію про свій емоційний стан (рисунок 4.4).

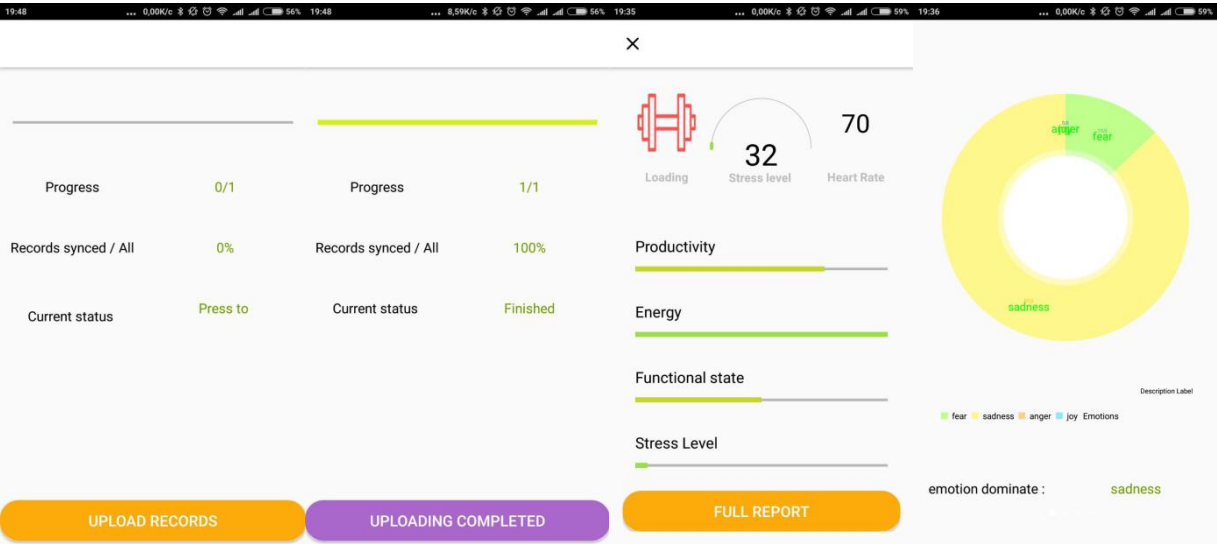


Рисунок 4.4 – Отримання результатів заміру.

Завдяки включенню модулю аналізу ЕКГ у додаток, користувач отримує можливість дізнатися про стан свого організму після проведення заміру ЕКГ (рисунок 4.5).

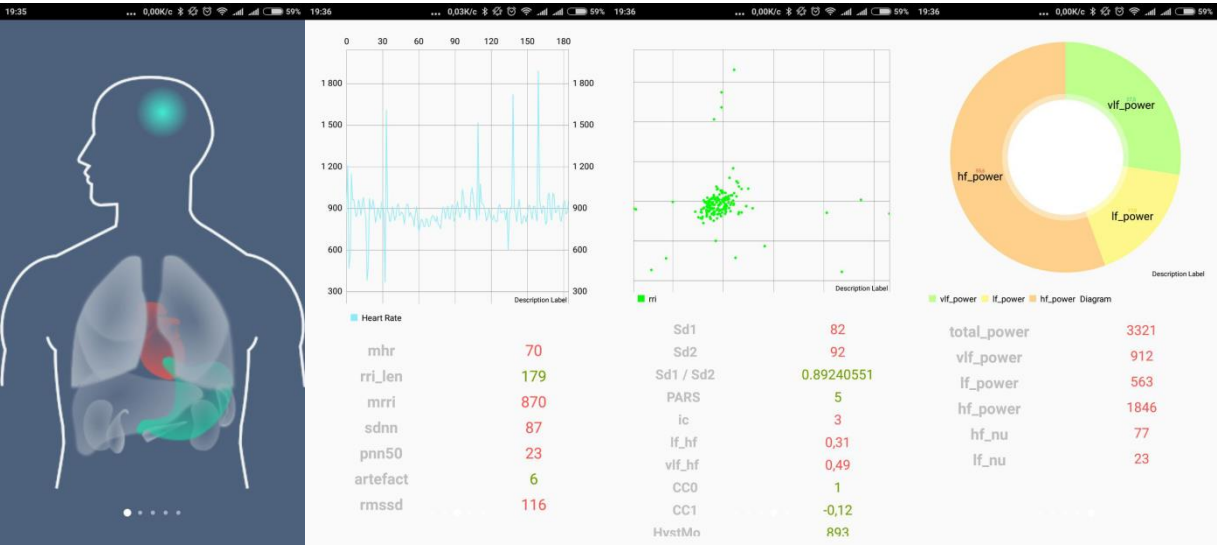


Рисунок 4.5 – Отримання даних про стан організму.

Розглянемо більш детально вміст звіту про емоційний стан користувача після заміру. Система була навчена визначати чотири емоційні стани відповідно до зібраного датасету. На виході згорткова нейронна мережа надає 4 значення, кожне з яких відповідає одному з чотирьох емоційних станів. На етапі проектування було прийнято рішення про доцільність виведення усіх чотирьох значень задля отримання даних не тільки про домінуючу емоцію, а й про загальну відповідь системи – тобто про достовірність даних. Також це надає можливість проводити дослідження щодо можливості трактування отриманих даних як інформації про розподілення між емоційними станами людини в момент вимірювання. Враховуючи зв'язок між моделлю базових емоцій та моделлю валентності/збудження подібна форма надання результатів може бути вкрай доцільною (рисунок 4.6).



Рисунок 4.6 – Дані про емоційний стан після заміру.

4.2 Аналіз роботи модулю для визначення емоцій

Першим та основним етапом оцінки якості роботи побудованої системи є оцінка точності роботи класифікатора із використанням стандартних методів – побудови матриці неточностей (англ.. Confusion Matrix). Цей підхід є дуже наочним та дозволяє гарно оцінити якість роботи класифікатора за малої та середньої кількості класів (до 100).

Матриця неточностей для класифікації на N класів представляє собою матрицю розмірності N на N , стовбці якої відповідають розмітці даних (в нашому випадку – типам звукових файлів), а строки – рішенням, прийнятим класифікатором. Таким чином значення на головній діагоналі матриці відповідають правильній класифікації, в той час як значення не на ній – помилкам (Таблиця 4.1).

Таблиця 4.1 – Матриця неточностей для класифікації

Класи	Страх	Смуток	Злість	Радість	Сума
Страх	0.991	0.003	0.003	0.003	1
Смуток	0.004	0.994	0.002	0	1
Злість	0.011	0.011	0.922	0.056	1
Радість	0.0687	0	0.0235	0.9078	1

Відповідно до матриці неточностей, що наведена вище, бачимо, що за класами Страху і Смутку класифікація є досить точною, однак записи, отримані під час впливу файлами Радості часто позначає як отримані внаслідок впливу файлу Злості.

Підрахуємо також основні метрики якості роботи алгоритму для усіх чотирьох класів. Метрики, що використовуються, були детально описані в 2.3. Метрики наведено таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 – Значення метрик оцінювання

	Precision	Recall	F1-score
Страх	0.97	0.98	0.97
Смук	0.99	0.97	0.98
Злість	0.92	0.73	0.82
Радість	0.74	0.96	0.83
Середне Значення	0.96	0.95	0.95

Відповідно до значень метрик загалом система показала дуже високу точність розпізнавання емоційних станів. Однак, для деяких станів вона працює краще ніж для інших. Так, для емоцій Страху та Смутку усі основні показники вище за 0.97. Такі показники є дуже високими для такої суб'єктивної задачі як задача визначення емоційних станів. Однак точність роботи системи досить сильно падає для емоцій радості та злості, а саме для злості назьким є Recall а для радості – Precision. Це цілком впливає з Матриці неточностей – записи що отримані під час впливу на людину звуковим файлом радості часто класифікує як «злі» записи. Можливо причина цієї проблеми лежить в фізіологічних особливостях що були описані в першому розділі. Як було зазначено, модель базових емоцій відповідає моделі валентності-збудження і навпаки. Фактично, базові емоції є точками на координатній площині валентність/збудження. Таким чином емоції радості та злості не є протиставленнями, а навпаки, дуже близькі. Фактично, якщо представити модель валентності-збудження як площину, обидві ці

емоції будуть знаходитися на 1 квадранті. Саме ця близькість і може бути причиною таких помилок.

Також для перевірки якості роботи системи було проведено експерименти аналогічні тому, що був проведений для збору основного дата сету. Отримані результати представлено в таблиці 4.3 та таблиці 4.4.

Таблиця 4.3 – Матриця неточностей для класифікації

Класи	Страх	Смуток	Злість	Радість	Сума
Страх	0.874	0.089	0.018	0.019	1
Смуток	0.096	0.871	0.018	0.015	1
Злість	0.101	0.104	0.734	0.061	1
Радість	0.147	0.1	0.029	0.724	1

Таблиця 4.4 – Значення метрик оцінювання

	Precision	Recall	F1-score
Страх	0.97	0.98	0.97
Смуток	0.99	0.97	0.98
Злість	0.92	0.73	0.82
Радість	0.74	0.96	0.83
Середнє Значення	0.96	0.95	0.95

Дані з цих експериментів були опрацьовані створеним алгоритмом. Відповідно до цього аналізу були побудовані матриця неточностей та підраховані основні метрики. Отримані результати свідчать про те, що хоча практична точність і є нижчою за теоретичну, результати вкрай схожі. Так точності для Страху та Смутку більші за відповідні для Радості та Злості. Однак цього разу система почала «плутати» Радість та Злість в обох напрямках, а не тільки записи що отримані під час впливу на людину

звуковим файлом радості як «злі» записи. Для цього було зібрано дані 22 осіб – 14 чоловіків та 8 жінок середнім віком 31.5 років.

Відповідно до досвіду провідних науковців, задля ефективного вирішення задач оцінки стану людини за ЕКГ варто використовувати дані бази даних, що налічують десятки тисяч кардіограм [52]. Відповідно до цього, задля покращення якості роботи системи у майбутньому варто спробувати використовувати набагато більшу кількість даних.

Висновки до розділу

В даному розділі було проаналізовано та оцінено роботу побудованої системи. Побудований додаток для операційної системи Android об'єднує в собі функціонал з визначення емоційних станів, що було розроблено в рамках даної роботи та додатковий функціонал що додає цінність для його використання користувачами. Необхідний для визначення функціонал було розроблено в повному обсязі. Додаток є зручним у використанні.

Також було проведено аналіз якості роботи модулю визначення емоційних станів відповідно до критеріїв, що були сформовані в пункті 2.3. Результати оцінювання свідчать про те, що система є досить якісною для проведення масштабних тестів а робота з її покращення є доцільною. Були визначені недоліки поточної імплементації системи що потребують усунення у майбутньому.

РОЗДІЛ 5 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ

Стартап як форма малого ризикового (венчурного) підприємництва впродовж останнього десятиліття набула широкого розповсюдження у світі через зниження бар'єрів входу в ринок (із появою Інтернету як інструменту комунікацій та збуту стало простіше знаходити споживачів та інвесторів, займатись пошуком ресурсів, перетинати кордони між ринками різних країн), і вважається однією із наріжних складових інноваційної економіки, оскільки за рахунок мобільності, гнучкості та великої кількості стартап-проектів загальна маса інноваційних ідей зростає.

Проте створення та ринкове впровадження стартап-проектів відзначається підвищеною мірою ризику, ринково успішними стає лише невелика частка, що за різними оцінками складає від 10% до 20%. Ідея стартап-проекту, взята окремо, не вартує майже нічого: головним завданням керівника проекту на початковому етапі його існування є перетворення ідеї проекту у працюючу бізнес-модель, що починається із формування концепції товару (послуги) для визначеної клієнтської групи за наявних ринкових умов.

Розроблення та виведення стартап-проекту на ринок передбачає здійснення низки кроків, в межах яких визначають ринкові перспективи проекту, графік та принципи організації виробництва, фінансовий аналіз та аналіз ризиків і заходи з просування пропозиції для інвесторів. Далі наведено маркетинговий аналіз стартап проекту. В межах цього етапу:

- 1) розробляється опис самої ідеї проекту та визначаються загальні напрями використання потенційного товару чи послуги, а також їх відмінність від конкурентів;
- 2) аналізуються ринкові можливості щодо його реалізації;

- 3) на базі аналізу ринкового середовища розробляється стратегія ринкового впровадження потенційного товару в межах проекту.

5.1 Опис ідеї проекту

В межах підпункту було проаналізовано і подано у вигляді таблиць:

- 1) зміст ідеї (що пропонується);
- 2) можливі напрямки застосування;
- 3) основні вигоди, що може отримати користувач товару (за кожним напрямком застосування);
- 4) чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників.

Перші три пункти подані у вигляді таблиці (таблиця 5.1) і дають цілісне уявлення про зміст ідеї та можливі базові потенційні ринки, в межах яких потрібно шукати групи потенційних клієнтів.

Таблиця 5.2 - Опис ідеї стартап-проекту

<i>Зміст ідеї</i>	<i>Напрямки застосування</i>	<i>Вигоди для користувача</i>
Розроблену систему визначення емоційних станів людини можна застосовувати для аналізу реакції фокус груп на товари, що їм пропонуються, без впливу суб'єктивних факторів сприйняття.	1. В маркетингових агенціях.	Отримання більш реалістичних результатів тестування товарів на фокус-групах.
	2. Для психологічної реабілітації	Отримати точні дані про пацієнта для точнішого формування лікування.

Аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї (чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників) порівняно із пропозиціями конкурентів передбачає:

- 1) визначення переліку техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;
- 2) визначення попереднього кола конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-замінників чи товарів-аналогів, що вже існують на ринку, та проводиться збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;
- 3) проводиться порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначаються показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні) (табл. 5.2).

Таблиця 5.3 - Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

n/n	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів		W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	Проект з обличчям			
.	Кросплатформеність	Можливість використання на різних ОС	Можливість використання на різних ОС			+
.	Зручність використання/орієнтованість на кінцевого споживача	Зручно, потребує датчик	Зручно	+		
.	Універсальність	Працює з усіма юдьми	Не визначає емоції точно			+

Визначений перелік слабких, сильних та нейтральних характеристик та властивостей ідеї потенційного товару є підґрунтям для формування його конкурентоспроможності.

5.2 Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу було проведено аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту (технології створення товару). Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз таких складових (таблиця 5.3):

- 1) за якою технологією буде виготовлено товар згідно ідеї проекту?
- 2) чи існують такі технології, чи їх потрібно розробити/добробити?
- 3) чи доступні такі технології авторам проекту?

Таблиця 5.4 - Технологічна здійсненність ідеї проекту

<i>n/n</i>	<i>Ідея проекту</i>	<i>Технології її реалізації</i>	<i>Наявність технологій</i>	<i>Доступність технологій</i>
	Створення системи для визначення емоційного стану людини	Алгоритми аналізу емоційного стану	Наявна	Доступна
		Датасет	Наявна	Доступна
		Python	Наявна	Доступна
		Java	Наявна	Доступна
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: Алгоритми + критеріальна база + R + Eviews				

За результатами аналізу таблиці зроблено висновок щодо можливості технологічної реалізації проекту. Технологічним шляхом реалізації проекту було обрано такі технології, як Датасет ЕКГ, Python, Java, CNN через їх доступність та безкоштовність.

5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів.

Спочатку було проведено аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку (таблиця 5.4).

Таблиця 5.5 - Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

<i>n/n</i>	<i>Показники стану ринку (найменування)</i>	<i>Характеристика</i>
	Кількість головних гравців, од	1
	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	150000000
	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	-
	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	-
	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	18

Середню норму рентабельності в галузі було порівняно із банківським відсотком на вкладення. Останній є меншим, тому є сенс вкладати гроші саме у цей проект.

За результатами аналізу таблиці 5.4 було зроблено висновок, що ринок є привабливим для входження.

Надалі були визначені потенційні групи клієнтів, їх характеристики та зформовано орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 5.5).

Таблиця 5.6 - Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

<i>n/n</i>	<i>Потреба, що формує ринок</i>	<i>Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)</i>	<i>Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів</i>	<i>Вимоги споживачів до товару</i>
	Програмне забезпечення визначення емоційних станів	Компанії, приватні підприємства, специфіка роботи яких пов'язана з роботою з емоціями.	Відмінності у сферах діяльності компаній та приватних підприємств.	Зручний інтерфейс, мала похибка у визначенні, швидкість і надійність у використанні.

Після визначення потенційних груп клієнтів було проведено аналіз ринкового середовища: складено таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (табл. 5.6, 5.7).

Таблиця 5.7 - Фактори загроз

<i>n/n</i>	<i>Фактор</i>	<i>Зміст загрози</i>	<i>Можлива реакція компанії</i>
	Конкуренція	Вихід на ринок продуктів з кращими характеристиками або від більшого виробника з більшими ресурсами	Постійно покращувати власний продукт задля уникнення цієї загрози
	Невідповідність умовам соціального розвитку	Динамічна зміна соціальних норм чи економічних моментів, що призведе до втрати достовірності прогнозу	Забезпечення гнучкості математичних моделей, адаптація до сучасних умов швидкими темпами
	Зміна потреб користувачів	Користувачам необхідне програмне забезпечення з іншим функціоналом, більш комплексне рішення	Передбачити можливість додавання нового функціоналу до створеного ПП

Таблиця 5.8 - Фактори можливостей

<i>n/n</i>	<i>Фактор</i>	<i>Зміст можливості</i>	<i>Можлива реакція компанії</i>
	Конкуренція	Відсутність аналогічного продукту для вітчизняного користувача.	Адаптація продукту до вітчизняних реалій.
	Поява нових методів оцінки	З'являться нові методи, що будуть краще визначати емоції	Покращити ПП додаванням нового функціоналу
	Поява нових методів визначення сигналів	З'являться нові методи, що будуть працювати краще	Випустити новий продукт з аналогічними якостями

Надалі було проведено аналіз пропозиції: визначили загальні риси конкуренції на ринку (таблиця 5.8).

Таблиця 5.9 - Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

<i>Особливості конкурентного середовища</i>	<i>В чому проявляється дана характеристика</i>	<i>Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)</i>
1. Вказати тип конкуренції - монополія	На ринку присутні декілька компаній-конкурентів	Підтримка якості продукту та постійні нововведення.
2. За рівнем конкурентної боротьби - міжнародний	Компанії-конкуренти з інших країн	Створити основу продукту таким чином, щоб його можна було легко переробити
3. За галузевою ознакою - міжгалузева	Продукт може використовуватись для різних галузей	Постійне вдосконалення продукту, без прив'язки до сфери
4. Конкуренція за видами товарів: - товарно-видова	Конкуренція між видами ПП, їх особливостями.	Створити ПП, враховуючи недоліки конкурентів
5. За характером конкурентних переваг - нецінова	Вдосконалення технології створення ПП, щоб собівартість була нижчою	Удосконалення моделі. Використання більш дешевих технологій
6. За інтенсивністю - не марочна	Бренд присутній, але його роль незначна	Реклама, участь у конференціях, семінарах.

Було проведено аналіз конкуренції у галузі за моделлю М. Портера (табл. 5.9).

Таблиця 5.10 - Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Навести перелік прямих конкурентів	Визначити бар'єри входження в ринок	Визначити фактори сили постачальників	Визначити фактори сили споживачів	Фактори загроз з боку замінників
	Продукти що працюють з обличчям	Наявність вже існуючих рішень	-	Контроль якості продукту	Наявність більш широкого функціоналу, зручнішого інтерфейсу та авторитет (перевірена якість)
Висновки :	Досить інтенсивна конкурентна боротьба з вже закріпившимися на ринку гравцями	Є можливості виходу на ринок, але є і конкуренти. Строки – 18 місяців.	-	Клієнти диктують умови роботи на ринку: зручний інтерфейс, надійний, швидкий ПП	Необхідно випускати ПЗ не гірше, ніж у конкурентів та розширяти функціонал.

За результатами аналізу табл. 5.9 було зроблено висновок про можливість роботи на ринку з огляду на конкурентну ситуацію. Також було зроблено висновок щодо характеристик, які повинен мати проект, щоб бути конкурентноспроможним на ринку.

Цей висновок був врахований при формулюванні переліку факторів конкурентноспроможності у наступному пункті. На основі аналізу конкуренції, проведеного в табл. 5.9, а також із урахуванням характеристик ідеї проекту (табл. 5.2), вимог споживачів до товару (табл. 5.5) та факторів

маркетингового середовища (таблиці 5.6, 5.7) визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлено у табл. 5.10

Таблиця 5.11 - Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

<i>n/n</i>	<i>Фактор конкурентоспроможності</i>	<i>Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)</i>
	Ціна	Більш доступна ціна збільшує кількість потенційних клієнтів
	Кросплатформність ПП	Можливість використання програмного забезпечення на будь-якій платформі.
	Орієнтованість на кінцевого споживача	Продукт орієнтований на взаємодію з клієнтом

За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 5.10) проведено аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (табл. 5.11).

Таблиця 5.12 - Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

<i>n/n</i>	<i>Фактор конкурентоспроможності</i>	<i>Бали 1-20</i>	<i>Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з ... (назва підприємства)</i>						
			3	2	1		1	2	3
	Ціна	15							
	Кросплатформність ПП	20							
	Орієнтованість на кінцевого споживача	7							

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (таблиця 5.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (таблиця 5.11). Перелік ринкових загроз та ринкових можливостей було складено на основі аналізу факторів загроз та факторів можливостей маркетингового середовища. Ринкові загрози та

ринкові можливості є наслідками (прогнозованими результатами) впливу факторів, і, на відміну від них, ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення. Наприклад: зниження доходів потенційних споживачів – фактор загрози, на основі якого можна зробити прогноз щодо посилення значущості цінового фактору при виборі товару та відповідно, – цінової конкуренції (а це вже – ринкова загроза).

Таблиця 5.13 - SWOT-аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Ціна	Слабкі сторони: Кросплатформність ПП
Можливості: Конкуренція	Загрози: Зміна потреб користувачів

На основі SWOT-аналізу було розроблено альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок (див. таблицю 5.9, аналіз потенційних конкурентів). Визначені альтернативи були проаналізовані з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (таблиця 5.13).

Таблиця 5.14 - Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

<i>n/n</i>	<i>Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки</i>	<i>Ймовірність отримання ресурсів</i>	<i>Строки реалізації</i>
	Безкоштовне ПЗ	45%	18 місяців
	Створення ПП з платним розповсюдженням	85%	18 місяців
	Створення веб-додатку	75%	16 місяців

Після аналізу було обрано альтернативу №2

5.4 Аналіз ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: було проведено опис цільових груп потенційних споживачів (таблиця 5.14).

Таблиця 5.15 - Вибір цільових груп потенційних споживачів

<i>n/n</i>	<i>Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів</i>	<i>Готовн ість споживачів сприйняти продукт</i>	<i>Орієнт овний попит в межах цільової групи (сегменту)</i>	<i>Інтенси вність конкуренції в сегменті</i>	<i>Прост ота входу у сегмент</i>
	Компанії (українські та міжнародні) діяльність яких пов'язана з фінансово-економічною сферами.	Висока	Високи й	Сильна	Складн о
	Приватні підприємства міського та міжнародного рівня, діяльність яких пов'язана з фінансово-економічною сферами.	Висока	Високи й	Сильна	Складн о
	Приватні підприємства, обласного рівня.	Помірн а	Помірн ий	Помірна	Середн я складність
	Підприємства регіонального характеру	Помірн а	Слабки й	Слабка	Просто
	ФОП, які діють у фінансово-економічній сферах.	Слабка	Слабки й	Слабка	Просто
Які цільові групи обрано: 1,2,3					

За результатами аналізу потенційних груп споживачів було обрано цільові групи, для яких буде запропоновано даний товар, та визначено стратегію охоплення ринку - стратегію стратегію диференційованого маркетингу (компанія працює з декількома сегментами).

Для роботи в обраних сегментах ринку сформовано базову стратегію розвитку (таблиця 5.15).

Таблиця 5.16 - Визначення базової стратегії розвитку

<i>n/n</i>	<i>Обрана альтернатива розвитку проекту</i>	<i>Стратегія охоплення ринку</i>	<i>Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи</i>	<i>Базова стратегія розвитку*</i>
		Визначити потреби кожної з груп, розробити відповідно до них стратегії приваблення клієнтів та маркетингової комунікації	Цінова політика, універсальність продукту (миттєве практичне застосування), орієнтованість на кінцевого споживача	Стратегія диференціації

Наступним кроком обрано стратегію конкурентної поведінки (таблиця 5.16).

Таблиця 5.17 - Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

<i>n/n</i>	<i>Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?</i>	<i>Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?</i>	<i>Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?</i>	<i>Стратегія конкурентної поведінки*</i>
	«Прешопроходець»	Шукати нових	Ні	Стратегія заняття конкурентної ніші

На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника (стартап-компанії) та до продукту (див. таблицю 5.5), а також в залежності від обраної базової стратегії розвитку (таблиця 5.15) та стратегії конкурентної поведінки (таблиця 5.16) розроблено стратегію позиціонування

(таблиця 5.17), що полягає у формуванні ринкової позиції (комплексу асоціацій), за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект.

Таблиця 5.18 - Визначення стратегії позиціонування

<i>n/n</i>	<i>Вимоги до товару цільової аудиторії</i>	<i>База стратегія розвитку</i>	<i>Ключові конкурентоспроможні і позиції власного стартап-проекту</i>	<i>Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)</i>
	Легкість розуміння, зручність, надійність. швидкий, точний та достовірний ПП для визначення емоційних станів.	Стратегія диференціації	Позиція на основі порівняння фірми з товарами конкурентів; Відмінні особливості споживача	Економія часу; Зручність застосування; Практичність та точність результату

Результатом виконання підрозділу стала узгоджена система рішень щодо ринкової поведінки стартап-компанії, яка визначає напрями роботи стартап-компанії на ринку.

5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Сформовано маркетингову концепцію товару, який отримає споживач. Для цього у таблиці 5.18 підсумовано результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару. Концепція товару - письмовий опис фізичних та інших характеристик товару, які сприймаються споживачем, і набору вигод, які він обіцяє певній групі споживачів.

Таблиця 5.19 - Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

<i>n/n</i>	<i>Потреба</i>	<i>Вигода, яку пропонує товар</i>	<i>Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)</i>
	Швидкість отримання результату	Швидка робота програмного продукту	Відсутність необхідності звертатися до сторонньої особи/компанії визначення емоційних станів. Дані компанії-користувача, якими оперує ПП, не передаються третім особам, чого вимагає політика безпеки багатьох компаній.
	Зручність застосування	Не потрібно мати глибоких знань, для того щоб визначити емоційні стани цільової аудиторії	Не потрібно мати глибоких знань у емоційні стани та штучний інтелект для того, щоб користуватися ПП
	Практичність та точність результату	Користувач отримує точні (з малою похибкою розбіжності) результати у зручній для себе формі.	Користувач на виході роботи ПП отримує результати, котрі відповідають усім необхідним показникам достовірності та точності. Отриманий прогноз можна використувувати для створення стратегії розвитку підприємства.

Розроблено трирівневу маркетингову модель товару: уточнюється ідея продукту та/або послуги, його фізичні складові, особливості процесу його надання (таблиця 5.19).

1-й рівень При формуванні задуму товару вирішується питання щодо того, засобом вирішення якої потреби і / або проблеми буде даний товар, яка його основна вигода. Дане питання безпосередньо пов'язаний з формуванням технічного завдання в процесі розробки конструкторської документації на виріб.

2-й рівень Цей рівень являє рішення того, як буде реалізований товар в реальному/ включає в себе якість, властивості, дизайн, упаковку, ціну.

3-й рівень Товар з підкріпленням (супроводом) - додаткові послуги та переваги для споживача, що створюються на основі товару за задумом і товару в реальному виконанні (гарантії якості , доставка, умови оплати та ін).

Таблиця 5.20 - Опис трьох рівнів моделі товару

<i>Рівні товару</i>	<i>Сутність та складові</i>		
I. Товар за задумом	Зручність та швидкість отримання практичного результату щодо емоційного стану.		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Н м	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. функція визначення емоційних станів		
	Якість: достовірність побудови математичної моделі, достовірність побудови прогнозу		
	Пакування: відсутнє		
	Марка: Емо		
III. Товар із підкріпленням	До продажу: відсутнє		
	Після продажу: персональна підтримка в обслуговуванні за додаткову платню.		
Вихідний код та математична модель будуть закриті. На продукт зареєстровано патент.			

Після формування маркетингової моделі товару слід відмітити, що проект буде захищено від копіювання за допомогою ноу-хау. Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар (остаточне визначення ціни відбувається під час фінансово-економічного аналізу проекту), яке передбачає аналіз ціни на товари-аналоги або товари субституту, а також аналіз рівня доходів цільової групи споживачів (таблиця 5.20). Аналіз проведено експертним методом.

Таблиця 5.21 - Визначення меж встановлення ціни

<i>n/n</i>	<i>Рівень цін на товари-замінники</i>	<i>Рівень цін на товари-аналоги</i>	<i>Рівень доходів цільової групи споживачів</i>	<i>Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу</i>
	1800\$	3500\$	У всіх трьох груп високий рівень доходів	Базова покупка 1000\$ Подальша персональна підтримка в обслуговуванні 150\$/місяць

Наступним кроком є визначення оптимальної системи збуту, в межах якого було прийняте рішення (таблиця 5.21)

Таблиця 5.22 - Формування системи збуту

<i>n/n</i>	<i>Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів</i>	<i>Функції збуту, які має виконувати постачальник товару</i>	<i>Глиби на каналу збуту</i>	<i>Оптимальна система збуту</i>
	Цільові клієнти – компанії, які бажають впровадити у своїй роботі сучасні засоби, які допоможуть отримати вигоду та покращити дохідність. Вони цікавляться сучасними розробками та інноваційними рішеннями, тому відвідують конференції, інтернет-конференції, семінари.	Встановлення контактів із споживачами і підтримання їх. Формування попиту і стимулювання збуту. Дослідницька робота зі збору маркетингової інформації. Доробка товару, виходячи з потреб конкретного покупця.	Один (від виробника одразу споживачу)	Прямий канал збуту до споживача, мінімізувати збутові витрати розвиток маркетингового спілкування із споживачем

Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів (таблиця 5.22).

Таблиця 5.23 - Концепція маркетингових комунікацій

<i>n/n</i>	<i>Специфіка поведінки цільових клієнтів</i>	<i>Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти</i>	<i>Ключові позиції, обрані для позиціонування</i>	<i>Завдання рекламного повідомлення</i>	<i>Концепція рекламного звернення</i>
	Цільові клієнти – компанії, які бажають впровадити у своїй роботі сучасні методи визначення емоцій	Конференції, інтернет-конференції, семінари, огляд професійної літератури.	Позиція на основі порівняння фірми з конкурентами; Відмінні особливості споживача	Створення репутації, збільшення чистого прибутку та рентабельності фірми.	Шукаєте вірний шлях для розвитку вашої компанії? Користуйтеся нашим продуктом!

Результатом підрозділу стала ринкова (маркетингова) програма, що включає в себе концепції товару, збуту, просування та попередній аналіз можливостей ціноутворення, спирається на цінності та потреби потенційних клієнтів, конкурентні переваги ідеї, стан та динаміку ринкового середовища, в межах якого впроваджено проект, та відповідну обрану альтернативу ринкової поведінки.

Висновки до розділу

В даному розділі було проведено аналіз програмного продукту у якості стартап проекту. Можна зазначити, що у проекту є можливість комерціалізації, оскільки ринок потребує якісний продукт, що надає можливість створювати моделі нелінійних-нестационарних процесів.

На ринку наявна монополістична конкуренція, існує декілька фірм-конкурентів, але їх товар дещо відрізняється, тому вихід на ринок не буде легким і потребує грамотної стратегії виходу. Для впровадження ринкової реалізації проекту слід обрати альтернативу, яка передбачає розробку програмного продукту з подальшим розповсюдженням за певну плату.

Можна сказати, що подальший розвиток проекту є доцільним, оскільки він знайде свою цільову аудиторію.

ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ І РЕКОМЕНДАЦІЇ ДО ПОДАЛЬШИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

В рамках даної роботи було розглянуто основні теорії щодо природи та формалізації емоційних станів людини. Основними моделями є дуальна модель та модель базових емоційних станів. Наразі між науковцями немає консенсусу щодо того, яка саме модель має використовуватись на практиці, однак на думку автора ці моделі не є протиставленнями, а є лише різними поглядами на одну й ту саму сутність. Було вирішено використовувати в роботі модель базових емоційних станів, адже вона є більш зручною для реалізації. Було сформовано наступну постановку задачі:

1. проаналізувати найбільш поширені теорії емоційних станів;
2. проаналізувати методи виклику ті оцінки емоційних станів;
3. виконати аналіз методів роботи з сигналом ЕКГ;
4. обрати методи для роботи з екг відповідно до контексту задачі визначення емоцій за ЕКГ;
5. проаналізувати різні види глибинних нейронних мереж в контексті задачі визначення емоцій за екг та обрати найбільш доцільний з них;
6. сформулювати критерії якості роботи системи;
7. провести експеримент зі збору датасету електрокардіограм людини під емоційним впливом для навчання нейронної мережі;
8. спроектувати і реалізувати модулі системи для визначення емоційних станів людини за ЕКГ;
9. проаналізувати якість роботи реалізованої системи;

10.виробити рекомендації стосовно можливостей подальшого вдосконалення розробленої системи відповідно до отриманих результатів роботи.

Відповідно до постановки задачі було виконано огляд найпопулярніших методів аналізу даних для роботи з часовими рядами в контексті задачі аналізу ЕКГ для визначення емоційних станів. Було прийнято рішення про доцільність використання згорткової нейронної мережі та створено її структуру. Були сформовані критерії якості системи.

Створена в рамках даної дипломної роботи система призначена для визначення емоційних станів людини за її електрокардіограмою. Дана система в своїй основі використовує згорткову нейронну мережу для визначення стану людини.

У створенні продукту важливим був етап постановки експерименту для збору даних для навчання. Було вирішено використовувати звукові емоційні стимули та записувати ЕКГ із використанням портативного кардіографу. Створена система дозволяє отримати оцінку емоційного стану людини за вказаними вхідними даними. Глибинна нейронна мережа була навчена із використанням функції активації ReLU та алгоритму оптимізації Adam.

Створена система складається з мобільного додатку та серверної частини. Мобільний додаток отримує дані з портативного кардіографа та надсилає їх до серверу, де проводиться їх обробка з метою отримати дані про емоційний стан людини. Після цього ці дані надходять до мобільного додатку та демонструються користувачу.

Було проведено аналіз побудованого продукту відповідно до сформованих критеріїв якості. Результати свідчать про те, що точності роботи системи для емоцій радості та злості нижчі за точності для страху та смутку, однак загалом точність роботи системи є цілком задовільною.

Також було проведено аналіз програмного продукту у якості стартап проекту. Можна зазначити, що у проекту є можливість комерціалізації, оскільки ринок потребує якісний продукт, що надає можливість створювати моделі нелінійних-нестационарних процесів.

На ринку наявна монополістична конкуренція, існує декілька фірм-конкурентів, але їх товар дещо відрізняється, тому вихід на ринок не буде легким і потребує грамотної стратегії виходу. Для впровадження ринкової реалізації проекту слід обрати альтернативу, яка передбачає розробку програмного продукту з подальшим розповсюдженням за певну плату.

Можна сказати, що подальший розвиток проекту є доцільним, оскільки він знайде свою цільову аудиторію.

Відповідно до аналізу результатів роботи було встановлено, що точності роботи системи для валідаційної групи є нижчими, ніж точності роботи на тестовому етапі. Отже, основним кроком для підвищення якості роботи системи є збільшення кількості даних у дата сеті. Відповідно до успіху провідних науковців у вирішенні задач визначення станів організму за сигналом ЕКГ, розмір дата сету для подібних задач має бути значно більшим.

Отримані точності свідчать про доцільність подальшого вдосконалення побудованої системи з метою покращити якість її роботи та створити на її основі продукт, що буде задовольняти потреби користувачів.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Mind-Reading Machines: Automated Inference of Complex Mental States [Електронний ресурс] – Режим доступу: affect.media.mit.edu/projectpages/esp/elkaliouby-Phd.pdf/ (дата звернення 08.04.2018)
2. What is emotion? [Електронний ресурс] – Режим доступу: https://www.researchgate.net/profile/Michel_Cabanac/publication/11040893_What_is_emotion/links/59dfd0710f7e9bc51256c55c/What-is-emotion.pdf?origin=publication_detail (дата звернення 08.04.2018)
3. Is it important to know about emotions in order to study emotions? [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0376635702000773> (дата звернення 08.04.2018)
4. Lidské emoce - Milan Nakonečný [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.kosmas.cz/knihy/63146/lidske-emoce/> (дата звернення 08.04.2018)
5. Emotion and motivation [Електронний ресурс] – Режим доступу: http://www.cns.nyu.edu/~vessel/courses/NeuralAesthetics/Readings/09_Mar_29/Bradley.pdf (дата звернення 08.04.2018)
6. Lang P.J. Anxiety: Toward a psychophysiological definition. Psychiatric diagnosis. Exploration of biological criteria. / Lang P.J.- Arizona, 1978.- 378 p.
7. Computing emotion awareness through facial electromyography. Computer vision in human-computer interaction [Електронний ресурс] – Режим доступу: https://link.springer.com/chapter/10.1007/11754336_6 (дата звернення 08.04.2018)

8. Autonomic nervous system activity in emotion: A review [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20371374> (дата звернення 08.04.2018)
9. Eight dimensions for the emotions [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0539018409106198> (дата звернення 08.04.2018)
10. Multivariate discrimination of emotion-specific autonomic nervous system activity. [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://vtechworks.lib.vt.edu/bitstream/handle/10919/32903/Thesis1.pdf?sequence=1&isAllowed=y> (дата звернення 08.04.2018)
11. The facial action coding system: a technique for the measurement of facial movement [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://www.paulekman.com/wp-content/uploads/2013/07/Measuring-Facial-Movement.pdf> (дата звернення 08.04.2018)
12. From physiological signals to emotions: Implementing and comparing selected methods for feature extraction and classification [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/1521579/> (дата звернення 08.04.2018)
13. International Affective Picture System (IAPS): Technical Manual and Affective Ratings [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://www2.unifesp.br/dpsicobio/adap/instructions.pdf> (дата звернення 08.04.2018)
14. International Affective Picture System (IAPS): Affective ratings of picture and instruction manual [Электронный ресурс] – Режим доступа: https://www.researchgate.net/publication/256309451_International_Affective_Picture_System_IAPS_Affective_Ratings_of_Pictures_and_Instruction_Manual_Rep_No_A-8 (дата звернення 08.04.2018)

15. Endowing Spoken Language Dialogue Systems with Emotional Intelligence [Электронный ресурс] – Режим доступа: https://www.informatik.uni-augsburg.de/lehrstuehle/hcm/publications/2004-LNAI-LNCS/andre_rehm_minker_buehler_04.pdf (дата звернення 08.04.2018)
16. Hardware efficient FPGA implementation of emotion recognizer for autistic children [Электронный ресурс] – Режим доступа: https://www.researchgate.net/profile/KG_Smitha/publication/261489367_Hardware_efficient_FPGA_implementation_of_emotion_recognizer_for_autistic_children/links/0a85e535f03e3b895e000000/Hardware-efficient-FPGA-implementation-of-emotion-recognizer-for-autistic-children.pdf (дата звернення 08.04.2018)
17. Usage of emotion recognition in military health care [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6026823/> (дата звернення 08.04.2018)
18. Using physiological signal analysis to design effective VR games [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7394401/> (дата звернення 08.04.2018)
19. Emotion Recognition in Speech Using Neural Networks [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://link.springer.com/article/10.1007/s005210070006> (дата звернення 08.04.2018)
20. Real-time emotion recognition from facial images using Raspberry Pi II [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7566780/> (дата звернення 08.04.2018)
21. Toward machine emotional intelligence: analysis of affective physiological state [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://pdfs.semanticscholar.org/538b/21803b23b3d870beab87440e79c4fed84e67.pdf> (дата звернення 08.04.2018)

22. Emotion recognition based on physiological changes in music listening [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4441720/> (дата звернения 08.04.2018)
23. A multimodal emotion recognition system from video [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7530161/> (дата звернения 08.04.2018)
24. A Multimodal Database for Affect Recognition and Implicit Tagging [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://ibug.doc.ic.ac.uk/media/uploads/documents/taffcsi-2010-11-0112-2.pdf> (дата звернения 08.04.2018)
25. Physiological-Based Affect Event Detector for Entertainment Video Applications [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6148209/> (дата звернения 08.04.2018)
26. Emotion sensing from physiological signals using three defined areas in arousal-valence model [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8075660/> (дата звернения 08.04.2018)
27. DEAP: A Database for Emotion Analysis using Physiological Signals [Электронный ресурс] – Режим доступа: https://www.eecs.qmul.ac.uk/mmv/datasets/deap/doc/tac_special_issue_2011.pdf (дата звернения 08.04.2018).
28. A multimodal annotated corpus of consensus decision making meetings [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://link.springer.com/article/10.1007/s10579-007-9060-6> (дата звернения 08.04.2018)
29. Inference of personality traits and affect schedule by analysis of spontaneous reactions to affective videos [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7163100/> (дата звернения 08.04.2018)

30. Implicit User-centric Personality Recognition Based on Physiological Responses to Emotional Videos [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://dl.acm.org/citation.cfm?id=2820736> (дата звернення 08.04.2018)
31. AMIGOS: A Dataset for Affect, Personality and Mood Research on Individuals and Groups [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://arxiv.org/pdf/1702.02510.pdf> (дата звернення 08.04.2018).
32. Electrocardiography - Wikipedia [Электронный ресурс] – Режим доступа: en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography/ (дата звернення 08.04.2018)
33. Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine, Fifth Edition [Электронный ресурс] – Режим доступа: https://books.google.com.ua/books?hl=uk&lr=&id=b5wADkB9oDoC&oi=fnd&pg=PP1&dq=Heart+Disease:+A+Textbook+of+Cardiovascular+Medicine,+Fifth+Edition&ots=VIUi_aeGIm&sig=tbeu99Uh7Jy2P9p2iudKgr3S8XI&redir_esc=y#v=onepage&q=Heart%20Disease%3A%20A%20Textbook%20of%20Cardiovascular%20Medicine%2C%20Fifth%20Edition&f=false (дата звернення 08.04.2018)
34. Interwoven W. "Un nouveau galvanometre" / Interwoven W .- Berlin, 1901.- 625.
35. Naming of the Waves in the ECG, With a Brief Account of Their Genesis [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://circ.ahajournals.org/content/98/18/1937?download=true> (дата звернення 08.04.2018)
36. Adaptive baseline wander removal in the ECG: Comparative analysis with cubic spline technique [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://ieeexplore.ieee.org/document/269426/> (дата звернення 08.04.2018)
37. Comparative study of FIR and IIR filters for the removal of Baseline noises from ECG signal [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://ieeexplore.ieee.org/document/269426/> (дата звернення 08.04.2018)

38. An Optimized Filter System For Eliminating 50 Hz Interference from High Resolution ECG [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7772709> (дата звернення 08.04.2018)
39. Frequency-Domain Digital Filtering Techniques for the Removal Power Line Noise with Application to the Electrocardiogram [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S001048099090035B> (дата звернення 08.04.2018)
40. Filtering Electrocardiographic Signals using an unbiased and normalized adaptive noise reduction system [Электронный ресурс] – Режим доступа: [https://www.medengphys.com/article/S1350-4533\(08\)00046-5/abstract](https://www.medengphys.com/article/S1350-4533(08)00046-5/abstract) (дата звернення 08.04.2018)
41. Detection of Fetal ECG with IIR Adaptive Filtering and Genetic Algorithm [Электронный ресурс] – Режим доступа: http://www.masys.url.tw/AU/2015SP/BMSD-D/HW/HWfinal-Maternal_Fetal_ECG/xx-Kam.pdf (дата звернення 08.04.2018)
42. FIR Filter Design Analysis for Power Line Interference in ECG Signals [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://www.ijirst.org/articles/IJIRSTV1I6081.pdf> (дата звернення 08.04.2018)
43. Constructing Long Short-Term Memory based Deep Recurrent Neural Networks for Large Vocabulary Speech Recognition [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://arxiv.org/pdf/1410.4281.pdf> (дата звернення 08.04.2018)
44. Recurrent neural network - Wikipedia [Электронный ресурс] – Режим доступа: en.wikipedia.org/wiki/Recurrent_neural_network / (дата звернення 08.04.2018)

45. Long Short-Term Memory [Електронний ресурс] – Режим доступу: <http://www.bioinf.jku.at/publications/older/2604.pdf> (дата звернення 08.04.2018)
46. Deep Learning in Neural Networks: An Overview [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://arxiv.org/pdf/1404.7828.pdf> (дата звернення 08.04.2018)
47. Multilingual Language Processing From Bytes [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://arxiv.org/pdf/1512.00103.pdf> (дата звернення 08.04.2018)
48. Convolutional neural network - Wikipedia [Електронний ресурс] – Режим доступу: en.wikipedia.org/wiki/Convolutional_neural_network/ (дата звернення 08.04.2018)
49. Shift-invariant pattern recognition neural network and its optical architecture. [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://drive.google.com/file/d/0B65v6Wo67Tk5Zm03Tm1kaEdIYkE/view> (дата звернення 08.04.2018)
50. Subject independent facial expression recognition with robust face detection using a convolutional neural network [Електронний ресурс] – Режим доступу: http://www.iro.umontreal.ca/~pift6080/H09/documents/papers/sparse/matsugo_etal_face_expression_conv_nnet.pdf (дата звернення 08.04.2018)
51. Згорткова нейронна мережа - Вікіпедія [Електронний ресурс] – Режим доступу: en.wikipedia.org/wiki/Згорткова_нейронна_мережа/ (дата звернення 08.04.2018)
52. Cardiologist-level arrhythmia detection with convolutional neural networks [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://arxiv.org/pdf/1707.01836.pdf> (дата звернення 08.04.2018)

53. Precision and recall - Wikipedia [Электронный ресурс] – Режим доступа: en.wikipedia.org/wiki/Precision_and_recall/ (дата звернения 08.04.2018)
54. doi.org [Электронный ресурс] – Режим доступа: [http://doi.org/10.1016/S0893-6080\(98\)00116-6%20%E2%86%A9](http://doi.org/10.1016/S0893-6080(98)00116-6%20%E2%86%A9) (дата звернения 08.04.2018)
55. Adaptive Subgradient Methods for Online Learning and Stochastic Optimization [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://jmlr.org/papers/v12/duchi11a.html> (дата звернения 08.04.2018)
56. An overview of gradient descent optimization algorithms [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://ruder.io/optimizing-gradient-descent/index.html> (дата звернения 08.04.2018)
57. On Baseline Drift Suppressing in ECG Recording [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://www.ijreat.org/Papers%202015/Issue13/IJREATV3I1012.pdf> (дата звернения 08.04.2018)

ДОДАТОК А ДЕМОНСТРАЦІЙНІ МАТЕРІАЛИ

Віталій Саган

Визначення емоційних станів людини за ЕКГ

Об'єкт, предмет та мета дослідження

- Мета дослідження – створення системи розпізнавання емоцій за біомедичним сигналом.
- Об'єкт дослідження – моделі емоційного стану людини.
- Предмет дослідження – методи виявлення емоційного стану людини на основі біосигналів.
- Наукова новизна – запропоновано алгоритми виявлення емоційних станів людини на основі біомедичного сигналу та згорткових нейронних мереж.
- Практична цінність – в роботі розроблено додаток, який дозволяє отримувати біомедичний сигнал в режимі реального часу та визначати емоційний стан з точністю до 95%.

Постановка задачі дослідження

- проаналізувати найбільш поширені теорії емоційних станів;
- проаналізувати методи виклику та оцінки емоційних станів;
- виконати аналіз методів роботи з сигналом ЕКГ;
- обрати методи для роботи з екг відповідно до контексту задачі визначення емоцій за ЕКГ;
- проаналізувати різні види глибоких нейронних мереж в контексті задачі визначення емоцій за екг та обрати найбільш доцільний з них;
- сформулювати критерії якості роботи системи;
- провести експеримент зі збору датасету електрокардіограм людини під емоційним впливом для навчання нейронної мережі;
- спроектувати і реалізувати модулі системи для визначення емоційних станів людини за ЕКГ;
- проаналізувати якість роботи реалізованої системи;
- виробити рекомендації стосовно можливостей подальшого вдосконалення розробленої системи відповідно до отриманих результатів роботи.

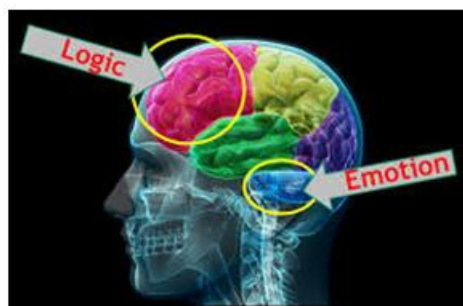
Моделі емоційних станів

Важливість

Дані, зібрані новітніми пристроями, містять інформацію не тільки про фізичний, а й про психічний стан людини. Така інформація може бути застосована для вирішення численних проблем, від кращого розуміння поточного стану людей, до створення повноцінного штучного емоційного інтелекту. Попередні роботи не показали якості та зручності роботи достатньої для промислового використання, тому було вирішено опрацювати цю проблему, використовуючи найсучасніші методи аналізу даних для обробки біомедичних сигналів.

Фізіологія

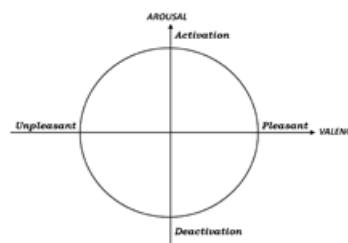
Наразі існує численна кількість різних теорій щодо того, чим саме є емоційні стани людей. Найпопулярнішими є дві з них – дуальна теорія та теорія існування базових емоційних станів.



Дуальна теорія

Відповідно до дуальної теорії емоційні стани людей є точками на координатній площині, осі якої вказують на наступне:

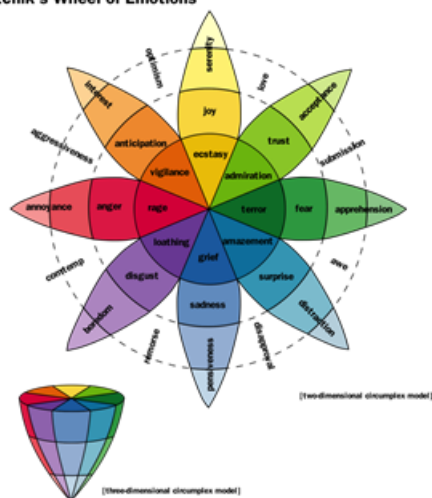
- Горизонтальна вісь вказує на валентність емоції, тобто на те, чи є емоція позитивною чи негативною.
- Вертикальна вісь вказує на ступінь збудження, тобто на те, наскільки сильною є емоція.



Теорія базових емоцій

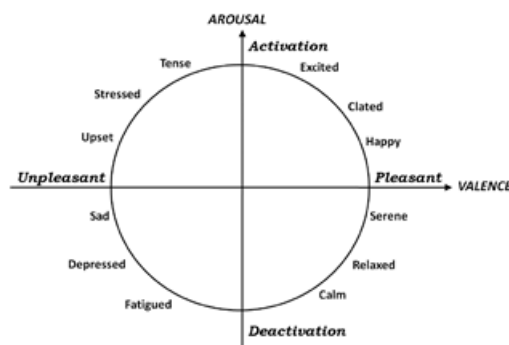
Теорія базових емоцій передбачає, що будь-яка емоція людини насправді є лінійною комбінацією декількох базових емоцій. Різні дослідники визначають різну кількість базових емоцій, однією з найпопулярніших є наведена на зображенні модель.

Plutchik's Wheel of Emotions



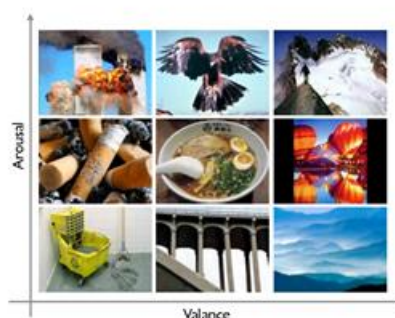
Об'єднання моделей

Однак наразі більшість вчених вважає, що ці теорії не є протиставленнями, а лише є двома поглядами на ситуацію. Таким чином цілком можливим є перехід від однієї моделі до іншої. В рамках даної роботи було вирішено відштовхуватись від цього підходу.



Методи виклику емоційних станів

Методи виклику емоційних станів - зображення

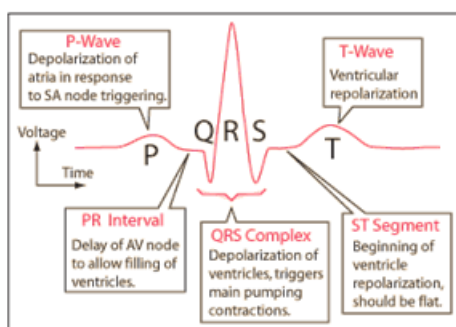


Методи виклику емоційних станів - звук



Визначення емоцій за ЕКГ

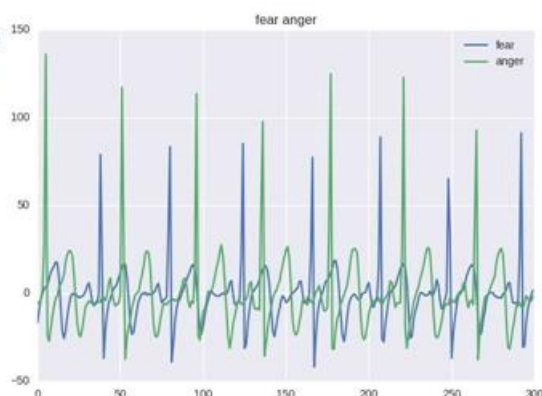
Що таке ЕКГ?



Електрокардіограма (ЕКГ) – це графік зміни різниці потенціалів між різними точками на поверхні тіла людини, викликаной роботою серця..

Вплив емоцій на ЕКГ

На початку роботи над предметною областю було візуально проаналізовано кардіограми людей, на яких було здійснено вплив. Вплив емоцій на кардіограму був настільки значним, що у декількох випадках він був помітним навіть візуально.



Збір даних ЕКГ – класичний підхід



Збір даних ЕКГ – портативний пристрій



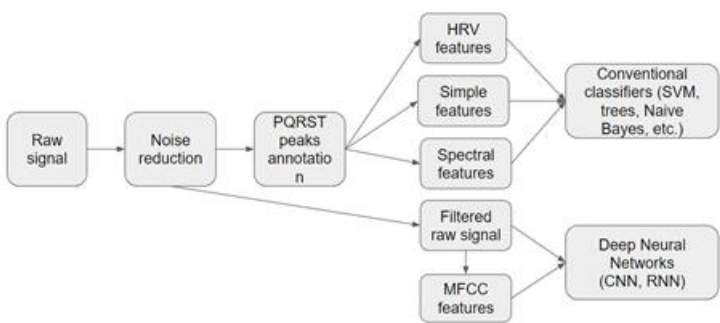

medically certified ECG



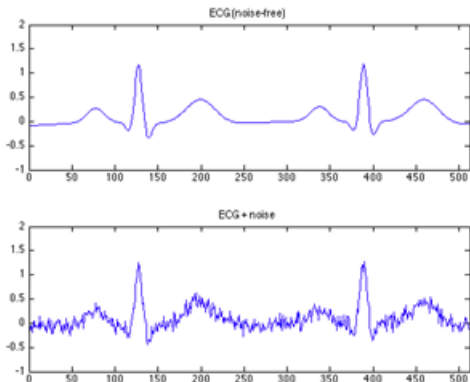

the most accurate HR
measurement


AI based cloud
ecosystem

Збір та обробка даних ЄКГ



Очистка даних від шумів



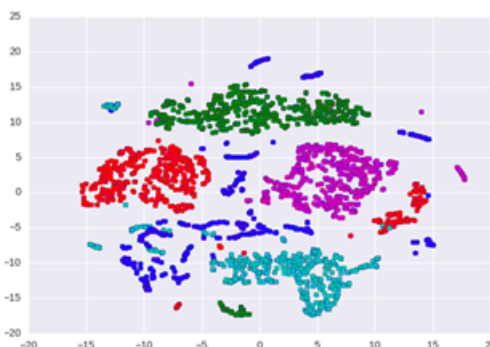
Відсів проблемних даних

Експеримент було проведено відповідно до створеної раніше постановки. Після аналізу заповнених фокус з групою анкет частина записів була усунута. Частина записів була усунута через невідповідність анкетних даних заміряних осіб використаному впливу. В подальшій роботі необхідно буде глибоко проаналізувати причини таких відхилень однак мала їх кількість дозволяє продовжувати роботу з отриманими даними. Після цього було проаналізовано кардіограми досліджуваних осіб та усунуто осіб кардіограми яких не підлягали подальшій обробці. Причиною виникнення таких кардіограм було неправильне використання досліджуваними особами пристрою для зчитування ЄКГ.

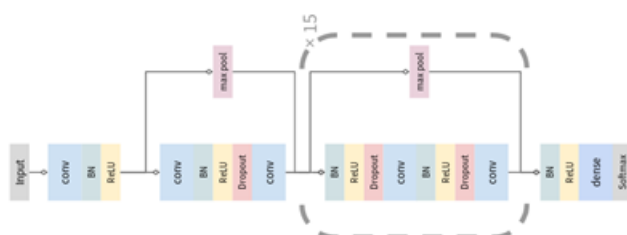
	Ніт это не так	Пока- луй, так	Верно	Совер- шенно верно
1. Я спокоен	1	2	3	4
2. Мне ничто не угрожает	1	2	3	4
3. Я нахожусь в напряжении	1	2	3	4
4. Я испытываю сожаление	1	2	3	4
5. Я чувствую себя свободно	1	2	3	4
6. Я расстроен	1	2	3	4
7. Меня волнуют возможные неудачи	1	2	3	4
8. Я чувствую себя отдохнувшим	1	2	3	4
9. Я встревожен	1	2	3	4
10. Я испытываю чувство внутреннего удовлетворения	1	2	3	4
11. Я уверен в себе	1	2	3	4
12. Я нервничаю	1	2	3	4
13. Я не нахожу себе места	1	2	3	4
14. Я взвинчен	1	2	3	4
15. Я не чувствую скованности, напряженности	1	2	3	4
16. Я доволен	1	2	3	4

Попередня обробка отриманих даних

На початковому етапі було вирішено провести поверхневий аналіз отриманих кардіограм. Метою цього аналізу було визначити чи впливали використанні стимули на кардіограми людей. Для цього було вирішено зменшити розмірність даних та провести їх кластеризацію. Результати кластеризації було пригломшливими адже вони свідчили про можливість чіткого поділу кардіограму на кластери за викликаними емоційними станами. Подібні результати свідчили про правильність постановки експерименту та доцільність проведення наступних досліджень з цими даними.



Підхід, заснований на Deep Learning



Відповідно до передових публікацій (Rajpurkar et al. 2017) та нашого досвіду, deep learning демонструє чудові результати при виявленні аритмій. Через це було висунуто припущення про те, що ця методика добре підійде для розпізнавання емоційного стану та перевершить існуючі методи.

Аналіз результатів

	Precision	Recall	F1-score
Страх	0.97	0.98	0.97
Смугток	0.99	0.97	0.98
Злість	0.92	0.73	0.82
Радість	0.74	0.96	0.83
Середнє Значення	0.96	0.95	0.95

Дякую за увагу!

ДОДАТОК Б ЛІСТИНГ ПРОГРАМИ

```

import ast
import json
import logging

from django.conf import settings
from django.contrib.auth.models import User
from django.core.serializers.json import DjangoJSONEncoder
from django.db.models import F
from django.db.models import Q
from mongoengine import Q as QQ
from django.http import HttpResponse

from rest_auth.app_settings import create_token
from rest_auth.models import TokenModel
from rest_auth.serializers import JWTSerializer, TokenSerializer, LoginSerializer
from rest_auth.utils import jwt_encode
from rest_auth.registration.views import SocialLoginView

from rest_framework.generics import GenericAPIView, CreateAPIView
from rest_framework.permissions import IsAuthenticated, AllowAny
from rest_framework.response import Response
from rest_framework.decorators import api_view, renderer_classes, detail_route
from rest_framework import response, schemas, filters, viewsets

from allauth.socialaccount.providers.vk.views import VKOAuth2Adapter

from rest_framework_swagger.renderers import OpenAPIRenderer, SwaggerUIRenderer

from BillSays.adapters import MyAdapter
from BillSays.models import Record, UserProfile, Record, Comment, AnalysisResult
from BillSays.mongo_models import Ecg_Record
from BillSays.processing.hrv import time_domain, _open_rri
from BillSays.scrine_preprocessing.rr_res

ults_evaluation import get_categories
from BillSays.serializers import UserSerializerPublic, JWTSerializerNew, TokenSerializerNew, \
    RecordSerializer, UserProfileSerializer, RecordSerializer, CommentSerializer, AnalysisResultSerializer

import datetime

from django.contrib.auth import (
    login as django_login,
)

@api_view()
@renderer_classes([SwaggerUIRenderer, OpenAPIRenderer])
def schema_view(request):
    generator =
schemas.SchemaGenerator(title='Bill Says API')
    return
response.Response(generator.get_schema(request=request))

class FacebookLogin(SocialLoginView):
    # permission_classes =
(IsAuthenticated,)
    adapter_class = MyAdapter # FacebookOAuth2Adapter

class VKLogin(SocialLoginView):
    adapter_class = VKOAuth2Adapter

class UserProfileViewSet(viewsets.ViewSet):
    """
    API endpoint that allows send checks.
    """
    queryset =
UserProfile.objects.all()
    serializer_class =
UserProfileSerializer
    permission_classes =
(IsAuthenticated,)
    logger =
logging.getLogger('django')

```



```

    def create(self, request, *args,
**kwargs):
    serializer =
UserProfileSerializer(data=request.d
ata)

serializer.initial_data['user'] =
request.user.id

    if
UserProfile.objects.filter(user_id=s
erializer.initial_data['user']).exis
ts():
        return Response("Object
already exists", status=400)

    try:
        if
serializer.is_valid():
            try:
                if not
UserProfile.objects.filter(user_id=s
erializer.validated_data['user']).ex
ists():

serializer.save()

            else:
                return
Response("Object already exists",
status=400)
            except Exception, e:
                print str(e)
                return
Response("Success", status=200)
            else:
                print
serializer.errors
                return
Response("Failed", status=400)
            except Exception, e:
                print str(e)
                return e

    def update(self, request, *args,
**kwargs):
        serializer =
UserProfileSerializer(data=request.d
ata, partial=True)
        try:
            if
serializer.is_valid():
                try:

serializer.update(instance=UserProfi
le.objects.get(user_id=request.user.
id),

validated_data=serializer.validated_
data)

                except Exception, e:

```

```

        return
Response(str(e), status=400)
        return
Response("Success", status=200)
        else:
            print
serializer.errors
            return
Response("Failed", status=400)
        except Exception, e:
            print str(e)
            return e

class
CommentViewSet(viewsets.ViewSet):
    """
    API endpoint that allows send
checks.
    """
    queryset = Comment.objects.all()
    serializer_class =
CommentSerializer
    permission_classes =
(IsAuthenticated,)
    logger =
logging.getLogger('django')

    def create(self, request, *args,
**kwargs):

        serializer =
CommentSerializer(data=request.data)

serializer.initial_data['fk_user'] =
request.user.id
        if serializer.is_valid():
            if not
Comment.objects.filter(fk_record=ser
ializer.validated_data['fk_record'])
.exists():

serializer.create(validated_data=ser
ializer.validated_data)
            else:
                return
Response("Object already exists",
status=400)

            import time
            time_test =
time.strftime('%H-%M-%S_%d_%m_%y',
time.localtime(time.time()))

            import amazon_utils as
au

            print "test"

au.save_comment(request.user,
time_test, serializer.data,
serializer.data['fk_record'])

```

```

        return
    Response("Success", status=200)
    else:
        return
    Response("Failed", status=400)

class
RecordViewSet(viewsets.ViewSet):
    """
    API endpoint that allows send
    checks.
    """
    queryset = Record.objects.all()
    serializer_class =
RecordSerializer
    permission_classes =
(IsAuthenticated,)
    logger =
logging.getLogger('django')

    def create(self, request, *args,
**kwargs):

        import time
        time_test =
time.strftime('%H-%M-%S_%d_%m_%y',
time.localtime(time.time()))

        self.logger.info('-----
Date created : ' + time_test + ' ---
-----')

        serializer =
RecordSerializer(data=request.data)

        serializer.initial_data['fk_user'] =
request.user.id
        if serializer.is_valid():

            import processing.hrv

            test =
_open_rri(serializer.validated_data[
'points'])
            features =
self.get_features(test)

            if
UserProfile.objects.filter(id=request
t.user.id).exists():
                # staff for norms
                user_profile =
UserProfile.objects.get(id=request.u
ser.id)

                is_day =
serializer.validated_data['date_crea
ted'].hour in range(9, 23)

```

```

                is_male =
user_profile.sex
                age =
user_profile.birthday.year -
datetime.datetime.today().year
            else:
                is_day =
serializer.validated_data['date_crea
ted'].hour in range(9, 23)
                is_male = True
                age = 20

            record =
serializer.save()
            features['id'] =
record.id

            normalized =
get_categories(features, age=age,
is_day=is_day, is_male=is_male)

            for key in normalized:
                features[key + "_1"]
= normalized[key]

AnalysisResult.objects.create(fk_rec
ord=record,
result=json.dumps(features))

        # import amazon_utils as
au

        #
au.save_record(request.user,
time_test, features,
serializer.data, features['id'])

        return
    Response(features, status=200)
    else:
        return
    Response(serializer.errors,
status=400)

    def get_features(self, test):

        from BillSays.processing
import hrv

        mhr, SI, rri_len, sdn,
pnn50, artefact, mrri, rmssd,
HystMo, MxDMn, HystAmo =
hrv.time_domain(test)
        spectre, total_power,
vlf_power, lf_power, hf_power,
lf_hf, vlf_hf, ic, lfnu, hfnu =
hrv.frequency_domain(test)
        PARS =
hrv._agregate_result(mrri, sdn,

```

```

MxDMn, HystAmo, SI, hf_power,
lf_power, vlf_power)
    SD1, SD2, SD1_SD2 =
hrv.scatter_poincare(test)
    kor, CC0, CC1 =
hrv.autocorel(test)

    data = {}
    data['mhr'], data['SI'],
data['rri_len'], data['sdnn'],
data['pnn50'], data['artefact'], \
    data['mrri'], data['rmssd'],
data['HystMo'], data['MxDMn'],
data['HystAmo'] =
hrv.time_domain(test)

    spectre,
data['total_power'],
data['vlf_power'], data['lf_power'],
data['hf_power'], \
    data['lf_hf'],
data['vlf_hf'], data['ic'],
data['lfnu'], data['hfnu'] =
hrv.frequency_domain(test)

    data['PARS'] = PARS
    data['SD1'], data['SD2'],
data['SD1_SD2'] = SD1, SD2, SD1_SD2
    data['kor'] = list(kor)
    data['CC0'] = CC0
    data['CC1'] = CC1

    data['spectre'] = 0
    data['spectre_1'] =
list(spectre[0])
    data['spectre_2'] =
list(spectre[1])

    # data['spectre'] =
list(data['spectre'])

    return data

from bson.json_util import dumps

class
AnalysisResultViewSet(viewsets.ViewS
et):
    """
    API endpoint that allows
send checks.
    """
    queryset =
AnalysisResult.objects.all()
    serializer_class =
AnalysisResultSerializer
    permission_classes =
(IsAuthenticated,)

    logger =
logging.getLogger('django')

    ecg_set =
Ecg_Record.objects.all()
    polar_set = Record.objects.all()

    def get_all(self, request,
*args, **kwargs):
        """
        :return: filtered records by
        """

        # fields = ['date',
'patient_ids']
        # for field in fields:
        #     if field not in
request.data:
            #         return
Response("Not enough data",
status=400)

        req_fields = ['id',
'rr_features', 'hash_tag',
'rr_intervals', 'date']

        if "date" not in
request.data:
            request.data['date'] =
""

        if request.data['date'] !=
"":

            print "with date"
            polar_records =
self.polar_set.filter(Q(fk_user=request.user))

            ecg_records =
self.ecg_set.filter(QQ(id_user=str(request.user.id)) &
QQ(date__gt=request.data['date'])) \
                .no_cache() \
                .only(*req_fields) \
                .select_related()

        else:
            polar_records =
self.polar_set.filter(Q(fk_user=request.user))

            ecg_records =
self.ecg_set.filter(QQ(id_user=str(request.user.id))) \
                .no_cache() \
                .only(*req_fields) \
                .select_related()

```

```

        results =
self.queryset.filter(Q(fk_record_id__
_in=polar_records)). \

annotate(date_created=F('fk_record__
date_created')). \

annotate(duration=F('fk_record__dura
tion')). \

annotate(training_type=F('fk_record__
_training_type')). \

annotate(comment_text=F('fk_record__
comment__comment_text')). \

annotate(values=F('fk_record__points
')). \
        values('pk',
'fk_record', 'result',
'date_created', 'duration',
'training_type', 'comment_text',
'values')

        results = list(results)

        for object in results:
            result =
json.loads(object['result'])
            object['result'] =
result

        for ecg_object in
ecg_records:
            result =
ecg_object['rr_features']
            results.append({
                "pk":
str(ecg_object['id']),
                "fk_record":
str(ecg_object['id']),
                "result": result,
                "date_created":
ecg_object['date'],
                "duration": None,
                "training_type":
None,
                "comment_text":
ecg_object['hash_tag'],
                "values":
ecg_object['rr_intervals']
            })

        return
HttpResponse(json.dumps(results,
cls=DjangoJSONEncoder),
content_type="application/json")

```

```

class
UserViewSet(viewsets.ModelViewSet):
    """

    API endpoint that allows users
    to be viewed by filter

    """
    queryset = User.objects.all()
    serializer_class =
UserSerializerPublic

    def get_queryset(self):
        """
        :return: filtered users by
'name' contained in email or
user_name
        """
        return super(UserViewSet,
self).get_queryset().filter(Q(usrname__contains=self.kwargs['name']) |
Q(email__contains=self.kwargs['name']
)))

class LoginView(GenericAPIView):
    """
    Check the credentials and return
the REST Token
    if the credentials are valid and
authenticated.
    Calls Django Auth login method
to register User ID
    in Django session framework
    Accept the following POST
parameters: username, password
    Return the REST Framework Token
Object's key.
    """
    permission_classes = (AllowAny,)
    serializer_class =
LoginSerializer
    token_model = TokenModel

    def process_login(self):
        django_login(self.request,
self.user)

    def
get_response_serializer(self):
        if getattr(settings,
'REST_USE_JWT', False):
            response_serializer =
JWTSerializerNew
        else:
            response_serializer =
TokenSerializerNew
        return response_serializer

```

```

    def login(self):
        self.user =
self.serializer.validated_data['user
']

        if getattr(settings,
'REST_USE_JWT', False):
            self.token =
jwt_encode(self.user)
        else:
            self.token =
create_token(self.token_model,
self.user, self.serializer)

        if getattr(settings,
'REST_SESSION_LOGIN', True):
            self.process_login()

    def get_response(self):
        serializer_class =
self.get_response_serializer()

        if getattr(settings,
'REST_USE_JWT', False):
            data = {
                'user': self.user,
                'token': self.token
            }
            serializer =
serializer_class(instance=data,
context={'request': self.request})
        else:
            data = {
                'user': self.user,
                'token': self.token
            }
            serializer =
serializer_class(instance=data,
context={'request': self.request})

        return
Response(serializer.data,
status=200)

    def post(self, request, *args,
**kwargs):
        self.request = request
        self.serializer =
self.get_serializer(data=self.request.data)

self.serializer.is_valid(raise_exception=True)

        self.login()
        return self.get_response()

def ok_status():
    return 200

```

```

def created_status():
    return 201

def bad_request_status():
    return 400

package app.scrine.activities;

import android.content.Context;
import android.content.Intent;
import
android.content.SharedPreferences;
import android.os.Bundle;
import
android.support.design.widget.FloatingActionButton;
import
android.support.v4.view.MenuItemCompat;
import
android.support.v7.app.ActionBar;
import
android.support.v7.app.AppCompatActivity;
import android.view.LayoutInflater;
import android.view.Menu;
import android.view.MenuInflater;
import android.view.MenuItem;
import android.view.View;
import android.widget.Button;
import android.widget.ImageButton;
import android.widget.ImageView;
import android.widget.ListView;
import android.widget.TextView;
import android.widget.Toast;

import app.scrine.R;
import
app.scrine.adapters.ItemRecordsAdapter;

public class HomeActivity extends
AppCompatActivity implements
View.OnClickListener {

    ListView lwRecords;
    FloatingActionButton
fabAddNewRecord;
    private ItemRecordsAdapter
mAdapter;

    @Override
    protected void onCreate(Bundle
savedInstanceState) {

super.onCreate(savedInstanceState);

```



```

switchOnActionBar.setOnClickListener
(this);

        return true;
    }

    @Override
    public boolean
onOptionsItemSelected(MenuItem
menuItem) {
        if (menuItem.getItemId() ==
android.R.id.home) {

                SharedPreferences
sharedpreferences =
getSharedPreferences("test",
Context.MODE_WORLD_WRITEABLE);
                SharedPreferences.Editor
editor = sharedpreferences.edit();

editor.putString("token","");
        editor.commit();

                Intent intent = new
Intent(this, LoginActivity.class);
                startActivity(intent);

        }
        return
super.onOptionsItemSelected(menuItem
);
    }

    @Override
    public void onClick(View v) {

        switch (v.getId()) {
            case R.id.add_record:
                addNewRecord();
                break;
            case R.id.imageButton2:

Toast.makeText(getApplicationContext
(),"2",Toast.LENGTH_SHORT).show();
                }
        }

        public void addNewRecord(){
            //Intent intent = new
Intent(this, DevicesActivity.class);
            Intent intent = new
Intent(this,DevicesActivity.class);
            startActivity(intent);
        }
    }
}

```